



TIETOKONETOMOGRAFIALAITTEIDEN KÄYTÖN OPTIMOINTI

J. Karppinen, H. Järvinen



STUK

Säteilyturvakeskus
Strålsäkerhetscentralen
Radiation and Nuclear Safety Authority

TIETOKONETOMOGRAFIALAITTEIDEN KÄYTÖN OPTIMOINTI

J. Karppinen, H. Järvinen

STUKin raporttisarjoissa esitetyt johtopäätökset ovat tekijöiden johtopäätöksiä, eivätkä ne välttämättä edusta Säteilyturvakeskuksen virallista kantaa.

ISBN 952-478-173-5 (nid.)

ISBN 952-478-174-3 (pdf)

ISSN 0781-1705

Edita Prima Oy, Helsinki 2006

Myynti:

Säteilyturvakeskus

PL 14, 00881 Helsinki

Puh. (09) 759 881

Faksi (09) 7598 8500

KARPPINEN Juhani, JÄRVINEN Hannu. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220. Helsinki 2006, 42 s., liitteet 8 s.

Avainsanat: tietokonetomografia, potilaan säteilyaltistus, vertailutasot, laadunvalvonta

Tiivistelmä

Tietokonetomografiatutkimuksista (TT-tutkimuksista) potilaalle aiheutuva säteilyaltistus on noin 40 % kaikista röntgentutkimuksista aiheutuvasta säteilyaltistuksesta, huolimatta TT- tutkimusten suhteellisesti pienestä osuudesta (Suomessa noin 5 % v. 2000). TT-laitteet ovat kehittyneet nopeasti ja monileikelaitteet ovat asteittain korvaamassa yksileikelaitteita. Näistä syistä Säteilyturvakeskus (STUK) on selvittänyt röntgendiagnostiikassa TT-laitteiden käytöstä potilaalle aiheutuvaa säteilyaltistusta, säteilyaltistusta koskevien vertailutasojen ajanmukaisuutta sekä nykyisiä TT-laitteiden laadunvalvontakäytäntöjä.

Tutkimusta varten koottiin tiedot Suomessa käytössä olevista TT-laitteista sekä tavallisimmista tutkimustyypeistä, tutkimusmääristä ja tutkimuskäytännöistä. TT-tutkimuksia koskevat tiedot kerättiin kaikista yliopistollisista sairaaloista, kahdeksasta keskussairaalaista, neljästä aluesairaalaista sekä kuudesta yksityislaitoksesta. Potilaan säteilyaltistus mitattiin neljästä, Suomessa yleisimmästä TT-tutkimuksesta (pää, keuhkot, vatsa ja LS-ranka) käyttäen kunkin tutkimusyksikön ilmoittamia rutiinikuvausarvoja. Mittauksia tehtiin kaikkiaan 53 laitteelle, joista 29 oli monileikelaitetta (2-16-leikettä). Otanta kattoi lähes 80 % laitekannasta ja kaikki käytössä olevat laitetypit ja -valmistajat.

Annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) mittaukset tehtiin puikkomaisella ionisaatiokammioilla standardisoiduissa PMMA-fantomeissa. Mittauksissa käytettiin STUKissa kehitettyä mittaustapaa, jossa standardoitu vartalo- tai pääfantomi ripustetaan tutkimuspöydän yläpuolelle ilmaan, keskelle gantryaukkoa. Tällainen mittausjärjestely mahdollistaa sen, että koko tutkimuksen DLP_w -arvot voidaan mitata suoraan.

TT-laitteiden lukumäärä Suomessa (noin 70 laitetta) on kasvanut noin yhdellä laitteella vuosittain. Vuoden 2000 tilastoihin verrattuna TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista on aluesairaaloissa noussut 5 %:sta keskimäärin 9 %:iin ja keskussairaaloissa pysynyt lähes ennallaan (11,8 %). Yleisin TT-tutkimus on edelleen pään natiivi-TT-tutkimus, jonka osuus kaikista TT-tutkimuksista on lähes puolet. Laitetekninen kehitys on lisännyt vartalon

alueen tutkimusten, etenkin angiografioiden, määrää. Magneettitutkimusten saatavuus on vähentänyt erityisesti LS-rankatutkimuksia.

Potilasannokset ovat kasvaneet keskimäärin 30 % siirryttäessä käyttämään monileikelaitteita. Potilaan säteilyaltistuksen vaihtelu eri tutkimusyksiköiden välillä on suuri, enimmillään viisinkertainen. Syynä vaihteluun voivat olla puutteet optimoinnissa, mutta myös muut seikat, esimerkiksi indikaatioerot ja tutkimusnimikkeen sisällön erilainen tulkinta. Suurin efektiivinen annos, 12–15 Sv, aiheutuu potilaalle vatsan TT-tutkimuksesta silloin, kun se tehdään sekä natiivina että varjoaineella korostettuna (2 kuvaussarjaa). Kansainvälisessä vertailussa annokset Suomen TT-tutkimuksissa ovat samaa suuruusluokkaa kuin Englannissa.

Potilaan säteilyaltistuksen nykyisiä vertailutasoja aikuisten TT-tutkimuksille tulisi useissa tapauksissa pienentää, joissakin tapauksissa nostaa. Yksi- ja monileikelaitteille ei ole välttämättä tarpeen antaa eri vertailutasoja. TT-laitteiden laadunvalvonta on pääsääntöisesti toteutettu siten, että käyttäjät tekevät itse vain tietyt päivittäiset kontrollimittaukset kun taas muut laadunvalvontatestaukset teetetään laitetoimittajilla osana laitteen huoltosopimusta. Laitteiden laadunvalvontaa koskeva opas päivitetään tulosten perusteella, jolloin myös laadunvalvontamenettelyissä todetut puutteet voidaan korjata vastaamaan uutta opasta.

KARPPINEN Juhani, JÄRVINEN Hannu. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220. Helsinki 2006, 42 pp, apps. 8 pp.

Key words: computed tomography, patient dose, diagnostic reference levels, quality control

Abstract

The collective dose to patients from CT examinations is about 40 % of the dose from all X-ray examinations, in spite of the small proportion of CT examinations (5 % in Finland in 2000). The development of CT equipment has been very rapid and multislice equipment are gradually replacing single-slice equipment. For these reasons, the Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK) has studied the dose to patients from CT examinations, the relevance of the present Diagnostic Reference Levels (DRL) for CT examinations, and the current practices of quality control (QC) for CT equipment.

The data on the CT equipment used in Finland was collected and on the number and practices of the most common CT examinations were surveyed. The data on CT examinations were obtained from all university hospitals, eight central hospitals, four regional hospitals and six private hospitals. The dose to patient was measured for four most common CT examinations in Finland (head, chest, abdomen and lumbar spine) using the routine CT protocols of the health care units. The measurements were carried out for the total of 53 CT equipment including 29 units of multislice equipment (2-16 slices). About 80 % of all CT equipment and all different types and manufacturers were covered.

The measurement of the dose-length-product (DLP_w) was carried out in standardized head and body phantoms of PMMA using a method developed at STUK, where the phantom is hung up above the couch inside the gantry. This method enables to obtain the DLP_w -value directly for the total CT examination.

The number of CT equipment in Finland (about 70 units) has increased about one unit per year. Compared with the data from 2000, the relative number of CT examinations in the regional hospitals has increased from 5 % to 9 %, while in the central hospitals it has remained about unchanged (11.8 %). The most common CT examination is still the native CT examination of head, which comprise about half of all CT examinations. The development of CT equipment has increased CT examinations of the body, in particular the number of angiography. The CT

examinations of lumbar spine have decreased due to the better availability of magnetic imaging (MRA).

The dose to patient has increased by 30 % on the average with the application of multislice equipment. The variation of dose between various health care units is high, at maximum fivefold. The reasons for the variation can be related to the shortcomings of the optimization, but also to differences in indications or different interpretations of the extent and purpose of a given CT examination. The highest effective dose, from 12 to 15 mSv, is caused by the CT examination of abdomen when it is carried out both as native and by using an enhancing agent (2 imaging series). In international comparison, the dose in Finland correspond to that reported in UK.

The present DRLs for the CT examinations of adults in Finland should in many cases be reduced but in some cases increased. It is not necessary to give separate DRLs for single-slice and multislice equipment. The daily quality control of CT equipment is carried out by the users while other QC testing is mainly ordered from the equipment suppliers as a part of the maintenance contract. The present QC guide will be updated on the basis of the results of this study, while the present QC practices can be adjusted to correspond to the new guide.

Sisällysluettelo

TIIVISTELMÄ	3
ABSTRACT	5
1 JOHDANTO	9
2 TAVOITTEET	11
3 MENETELMÄT	12
3.1 Tilastotiedot	12
3.2 Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen	12
3.2.1 Laiteryhmät	12
3.2.2 TT-annossuureet	14
3.2.3 Annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) mittaaminen	15
3.2.4 TT-annoksen tilavuuskeskiarvon määrittäminen	17
3.2.5 Annosnäyttöjen oikeellisuus	17
3.2.6 Potilaan efektiivisen annoksen laskenta	17
3.3 Vertailutasot ja optimoinnin toteutuminen	18
3.4 Laadunvalvontakäytännöt	18
4 TULOKSET JA TULOSTEN TARKASTELU	19
4.1 Suomessa käytössä olevat TT-laitteet	19
4.2 Tutkimusmäärät ja -trendit sekä tavallisimmat tutkimustyypit	20
4.3 Potilaan säteilyaltistus TT-tutkimuksissa	23
4.3.1 TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$)	23
4.3.2 Annoksen ja pituuden tulo (DLP_w)	25
4.3.3 Tyypillisimmät annokset TT-tutkimuksissa	27
4.3.4 Efektiivinen annos	28
4.3.5 Annosnäyttöjen oikeellisuus	29
4.4 Vertailutasot ja optimoinnin toteutuminen	30
4.5 Laadunvalvonta	32
4.5.1 Nykyiset laadunvalvontakäytännöt	32
4.5.2 Suositeltava käytön aikainen laadunvalvontakäytäntö	34

5	JOHTOPÄÄTÖKSET	36
	KIRJALLISUUSVIITTEET	39
LIITE 1	LISÄTIETOJA POTILAAN SÄTEILYALTISTUKSEN MITTAUKSISTA	43
LIITE 2	ERI LAITETOIMITTAJIEN LAADUNVALVONTAKÄYTÄNNÖT	48

1 Johdanto

Tietokonetomografia- eli TT-laitteiden jatkuva tekninen kehitys ja kliinisten sovellusten kasvu eri erikoisaloilla ovat lisänneet TT-tutkimusten kysyntää. Englannissa on arvioitu, että viimeisen 10 vuoden aikana TT-tutkimuksista aiheutuva kollektiivinen efektiivinen annos on kaksinkertaistunut (47 %), vaikka TT-tutkimusten osuus kaikista röntgentutkimuksista on vain 9 % (Hart 2004). Suomessa vuonna 2000 TT-tutkimusten osuus kaikista röntgentutkimuksista oli 5 % (Hakanen 2002). YK:n tieteellisen komitean (UNSCEAR 2000) tilastojen mukaan TT-tutkimuksista potilaalle aiheutuva säteilyaltistus on noin 40 % kaikista röntgentutkimuksista aiheutuvasta säteilyaltistuksesta, huolimatta TT-tutkimusten suhteellisesti pienestä osuudesta.

TT-tutkimusten potilaille aiheuttaman suuren säteilyaltistuksen vuoksi laitetekniikassa on viime aikoina yhä enemmän kiinnitetty huomiota potilasan- nosta pienentäviin teknisiin ratkaisuihin. Potilaan annosten pienentämiseksi on kehitetty mm. automaattinen virran modulointitekniikka (Kalender 2004, Kalra et al. 2004). Lisäksi on otettu käyttöön erityisesti TT-tutkimuksiin tarkoitettuja potilassuojaimia (vismuttisuoja).

EU antoi vuonna 1999 potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot tavan- omaisille TT-tutkimuksille (European Commission 1999), joihin Suomen vertai- lutasot perustuvat (STUK 2000). EU:n antamat vertailutasot puolestaan perus- tuivat Englannissa vuonna 1990 tehtyihin selvityksiin (Shrimpton et al. 1991), jolloin laitekanta käsitti vain yksileike-TT-laitteita eikä niissä vielä ollut myös- kään annosta säästävää helikaalitekniikkaa. Suomessa yli puolet laitteista on asennettu ennen vuotta 2000. On osoittautunut, että TT-tutkimuksille annetut vertailutasot eivät enää ole tarkoituksenmukaisia nykyaikaisille monileike- TT-laitteille. Esimerkiksi Ruotsissa (SSI 2002) ja Englannissa (Shrimpton et al. 2005) on jouduttu toisaalta nostamaan pään ja lannerangan tutkimusten, toisaalta laskemaan vartalon alueen tutkimusten vertailutasoja. Laitetekniikan kehittyminen tuo mukanaan myös uusia tutkimuskäytäntöjä, joille saattaa olla tarpeen antaa omat vertailutasonsa.

Potilaan säteilyaltistuksessa eri tutkimusyksiköissä voi olla huomattavia eroja, johon syynä voivat olla puutteet optimoinnissa, mutta myös muut tekijät. Eroavuuksia voivat aiheuttaa mm. indikaatioerot ja tutkimusnimikkeen sisällön erilainen tulkinta. Tarkastelemalla säteilyaltistuksen mittaustulosten eroja yhdessä vastaavien kliinisen kuvan laadun arviointitulosten kanssa voidaan tehdä johtopäätöksiä annoksen ja kuvanlaadun optimoinnin toteutumisesta eri röntgentutkimusyksiköissä ja erityyppisillä TT-laitteilla.

STUKin julkaisema TT-laitteiden laadunvalvontaopas (STUK 1996) on julkaistu aikana, jolloin käytössä oli vain yksileikelaitteita. Oppaan päivittäminen

on tarpeen, jotta se vastaisi nykyisten monileikelaitteiden erityisominaisuuksia sekä nykyisen tiedon mukaisia annoskäsitteitä ja annosten laskentaa.

STUK käynnisti vuonna 2003 tutkimusprojektin TT-laitteiden käytön optimoinnista Suomessa. Projektissa selvitettiin potilaan säteilyaltistusta ja vertailutasojen ajanmukaisuutta, kliinistä kuvan laatua TT-tutkimuksissa sekä nykyisiä TT-laitteiden laadunvalvontakäytäntöjä. Tässä raportissa esitetään tulokset potilaan säteilyaltistusta, vertailutasoja ja laadunvalvontaa koskevasta osasta. Kliinisen kuvan laadun arviointiin liittyvä osa projektista tehtiin yhteistyössä HUSin radiologien kanssa ja arvioinnin tulokset julkaistaan erikseen.

Potilaan säteilyaltistusta ja optimointia lasten TT-tutkimuksissa tarkastellaan erillisessä, pohjoismaisena yhteistyönä toteutettavassa tutkimusprojektissa. Pohjoismaista yhteistyötä tarvitaan, koska pelkästään Suomesta ei saada tarpeeksi lasten TT-tutkimusten annostietoja vertailutasojen asettamiseksi.

2 Tavoitteet

Tutkimusprojektin tavoitteena oli:

1. Arvioida potilaan säteilyaltistus aikuisten TT-tutkimuksissa säteilyaltistusta koskevien *vertailutasojen* asettamiseksi tai nykyisten vertailutasojen päivittämiseksi.
2. Arvioida *optimointiperiaatteen toteutumista* TT-laitteiden käytössä.
3. Selvittää nykyiset *laadunvalvontakäytännöt* laadunvalvontaa koskevan, STUKin julkaiseman ohjeen (STUK 1996) päivittämiseksi.

3 Menetelmät

Tutkimus toteutettiin keräämällä TT-tutkimuksia koskevia tilastotietoja ja määrittämällä potilaan säteilyaltistus TT-tutkimuksissa valitussa tutkimusyksiköissä. Lisäksi koottiin tietoja muualla asetetuista potilaan säteilyaltistuksen vertailutasoista, tarkistettiin laitteiden annosnäyttöjen oikeellisuus ja koottiin tiedot nykyisistä laadunvalvontakäytännöistä.

3.1 Tilastotiedot

Tutkimusta varten koottiin tiedot Suomessa käytössä olevista TT-laitteista sekä tavallisimmista tutkimustyypeistä, tutkimusmääristä ja tutkimuskäytännöistä selvityksen otantaan valituissa tutkimusyksiköissä. Tiedot kerättiin kaikista yliopistollisista sairaaloista, kahdeksasta keskussairaalaista sekä neljästä alue-sairaalaista. Tiedot tutkimusmääristä kysyttiin myös kuudesta yksityislaitoksesta. TT-tutkimusten suhteellista osuutta kaikista röntgentutkimuksista verrattiin vuonna 2000 tehdyn valtakunnallisen tutkimusmääräselvityksen tuloksiin (Hakanen 2002).

3.2 Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen

Potilaan säteilyaltistus mitattiin neljästä, Suomessa yleisimmästä TT-tutkimuksesta (pää, keuhkot, vatsa ja LS-ranka) käyttäen kunkin tutkimusyksikön ilmoittamia rutiinikuvausarvoja.

3.2.1 Laiteryhmät

Potilaan säteilyaltistuksen mittauksissa tarkasteltiin kahta laiteryhmää: yksileike-TT-laitteet ja monileike-TT-laitteet. Yksileikelaitteiden ryhmästä valittiin 24 laitteen otos siten, että otanta kattoi mahdollisimman hyvin käytössä olevat laitetypit ja -valmistajat siinä suhteessa kuin ne ovat edustettuina Suomessa. Monileikelaitteiden otanta käsitti kaikkiaan 29 laitetta, joista 20 oli 2-10-leikelaitetta ja yhdeksän oli 16-leikelaitetta. Mittauksia tehtiin kaikkiaan 53 laitteelle, mikä oli lähes 80 % laitekannasta. Taulukossa I on esitetty tutkimuksessa mukana olleet laitemallit ja niiden lukumäärät.

Taulukko I. Tutkimusprojektin otantaan valitut TT-laitemallit ja niiden lukumäärät.

Valmistaja	Laitemalli	Leikekuvia/ pyörähdys	Laitteiden lukumäärä
GE	HiSpeed CTi	1	2
	Prospeed SX Advantage	1	3
	HiSpeed NX/1	2	1
	HiSpeed QX/i	4	3
	HiSpeed LX/I	1	1
	LightSpeed QX	4	1
	LightSpeed Plus	4	1
	LightSpeed Ultra	8	2
	LightSpeed 16	16	6
	Yhteensä		20
Marconi	M x 8000	4	1
Picker	2000	1	1
Shimadzu	SCT	1	1
Siemens	Somatom 4 Plus	1	7
	Emotion	1	1
	Plus 4 VZ	4	4
	Sensation 4	4	2
	Emotion 6	6	2
	Sensation 10	10	1
	Sensation 16	16	1
	Yhteensä		18
Toshiba	Auklet	1	2
	Xpress/GX	1	4
	Xvision	1	1
	Asteion VI	1	1
	Asteion Dual	2	1
	Aquilion	4	1
	Aquilion	16	2
	Yhteensä		12
Kaikki yhteensä			53

Kaikissa tarkastelluissa TT-laitteissa oli helikaalikuvaustoiminto. Käytettäessä helikaalikuvausta kaikki TT-laitteet vaativat lisäpyörähdyksiä kuvauksen alussa ja lopussa, mikä osaltaan lisää potilaan annosta erityisesti lyhyillä kuvauspi-tuuksilla (Nicholson et al. 2002).

Suurimmassa osassa (91 %) tarkastelluista monileikelaitteista, mutta vain pienessä osassa (4 %) yksileikelaitteista, oli automaattinen kuvaus-virran modulointitoiminto (ts. valotusautomaatti; Care Dose, Smart-Scan, Sure exposure). Virran modulointitoiminnon on raportoitu pienentävän potilaan annosta 14–68 % riippuen potilaan paksuudesta, anatomiasta ja käytetystä

modulointitekniikasta (Kalra et al. 2004, Mulkens et al. 2005). Kuvattavan alueen virran modulaatio voidaan laskea lokalisaatiokuvan (topogram, scout view) avulla tai virtaa moduloidaan ns. reaaliajassa (ns. rotaatiomodulointi) varsinaisen leikekuvauksen aikana. Jotkut valmistajat käyttävät laitteissaan molempia modulointitekniikoita samanaikaisesti, mikä on yleistymässä uusimmissa laitteissa. Myös kuvan kohinataso ja kuvausvirran ylä- ja alaraja voidaan asettaa etukäteen käyttäjän haluamalle tasolle. Jos tällöin pitch-tekijää (eli röntgenputken yhden pyörähdyskierroksen aikana tapahtuvan pöydän siirron ja käytetyn kokonaisleikepaksuuden suhdetta) suurennetaan (> 1), kuvan kohina kasvaa ja tätä kompensoidaan lisäämällä kuvausvirtaa (Mahesh et al. 2001, Lewis 2005). Joissakin laitteissa kuvausvirta ilmoitetaan ns. efektiivisenä virran (mA, tai virran ja pyörähdysajan tulon, mAs) arvona, jolloin virran arvo on kytketty käytettyyn pitch-tekijään.

3.2.2 TT-annossuureet

TT-tutkimuksesta potilaalle aiheutuvaa säteilyaltistusta kuvaa parhaiten painotettu annoksen ja pituuden tulo DLP_w (Karppinen et al. 2003), josta DAP -suureen tavoin voidaan konversiokertoimilla johtaa efektiivinen annos. EU:n kuvantamissuosituksessa (European Commission 1999) on määritelty potilaan säteilyaltistusta kuvaavat suureet, painotettu annosindeksi $CTDI_w$ ja annoksen ja pituuden tulo DLP , sekä säteilyaltistuksen mittausmenetelmät ja mittauksissa käytettävät potilasvastineet (fantomit).

IEC:n standardissa (IEC 2001) edellytetään, että suure 'keskimääräinen annos leikealueella' tulee näkyä laitteen käyttökonsolissa. Standardiin tehdyssä lisäosassa (IEC 2002) pitch-tekijän määritelmää on muutettu, jolloin keskimääräinen annos voidaan laskea jakamalla $CTDI_w$ - arvo tutkimuksen pitch-tekijällä. Suuretta 'keskimääräinen annos' kutsutaan standardin lisäosassa "tilavuusannosindeksiksi" ($CTDI_{vol}$). STUKin antamissa vertailutasoissa (STUK 2000) ilmoitettu " $CTDI_w$ "-arvo tarkoittaa keskimääräistä annosta eli pitch-tekijällä korjattua painotettua annosindeksiä ($CTDI_w$ /pitch-tekijä eli $CTDI_{vol}$). Tätä suuretta kutsutaan STUKin antamassa oppaassa (STUK 2004) TT-annoksen tilavuuskeskiarvoksi ja sille käytetään merkintää $MSAD_w$.

TT-tutkimuksen keskimääräinen absorboitunut annos fantomissa kuvatussa alueessa eli TT-annoksen tilavuuskeskiarvo $MSAD_w$ kuvaa potilaalle

aiheutuvaa altistusta samoin kuin yksittäisestä röntgenkuvasta aiheutuva pinta-annos ESD (STUK 2004) kuvaa sitä tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. Suuretta käytetään lähinnä arvioitaessa yksittäisen leikesarjan aiheuttamaa altistusta. Eri alueiden kuten kallonpohjan ja aivojen osan kuvauksista saatavia $MSAD_w$ -arvoja ei voida laskea yhteen.

3.2.3 Annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) mittaaminen

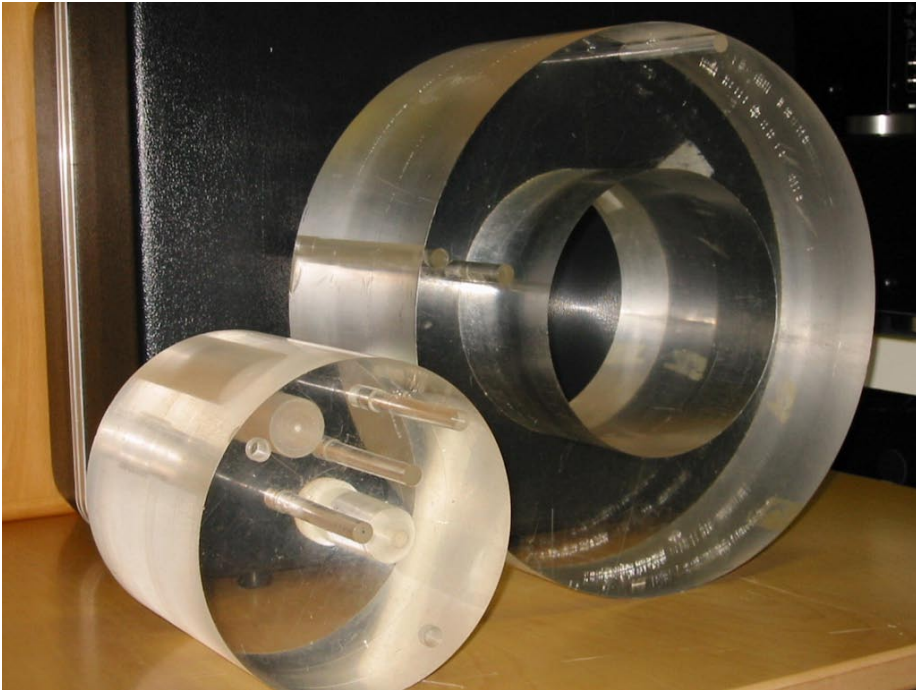
Annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) mittaukset tehtiin 10 cm:n pituisella puikko-maisella ionisaatiokammioilla akryylimuovista (PMMA) valmistetuissa, sylinterin muotoisissa standardisoiduissa fantomeissa (IEC 2001, STUK 2004). Fantomeja on kaksi erikokoista, joista pienempää (halkaisija 16 cm) käytetään mitattaessa annoksia pään alueen tutkimuksissa ja suurempaa (halkaisija 32 cm) vartalon alueen tutkimuksissa (kuvat 1 ja 2).

Tutkimuksen painotettu DLP_w -arvo saadaan, kun fantomin keskeltä ja pinnalta (1 cm:n syvyydellä pinnasta) määritetty annos D (mGy) kerrotaan kammion pituudella L (10 cm) seuraavasti

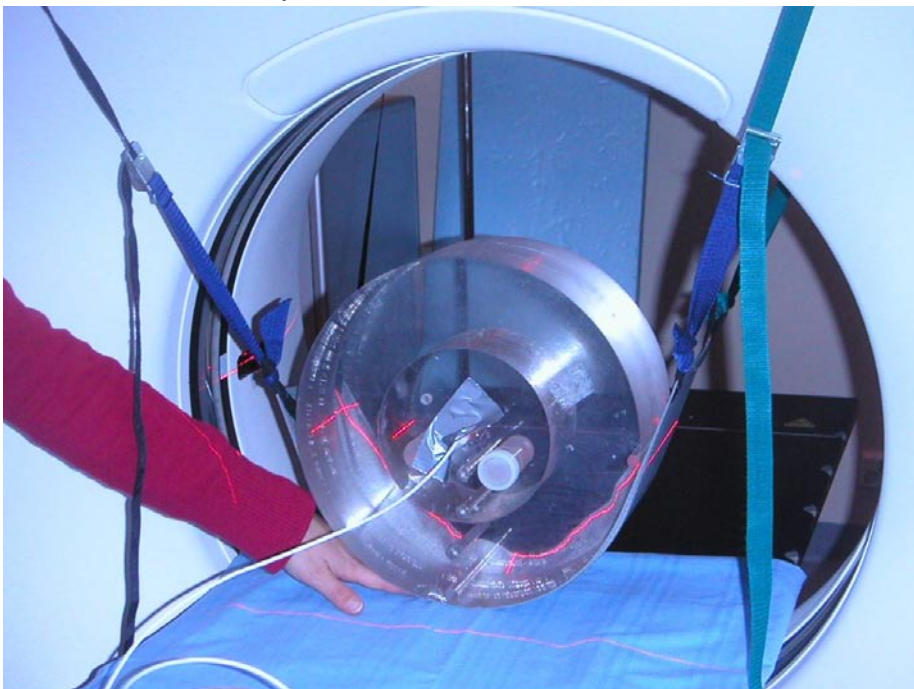
$$DLP_w = (1/3 D_{\text{mittarin lukema keskeltä}} + 2/3 D_{\text{mittarin lukema pinnalta}}) \cdot L.$$

Mittauksissa käytettiin normaalikokoisen potilaan kuvausparametrejä. Virran modulaation vaikutusta tutkimusannokseen ei voida mitata tasapaksulla standardifantomilla, koska modulaatio edellyttää kuvattavan kohteen paksuuden muuttumista.

Annoksen ja pituuden tulon mittauksissa käytettiin STUKissa kehitettyä mittaustapaa, jossa potilasfantomi (standardoitu vartalo- tai pääfantomi) ripustetaan tutkimuspöydän yläpuolelle ilmaan keskelle gantryaukkoa (kuva 2). Näin fantomi ja mittakammio pysyvät tutkimuksen ajan paikoillaan eikä potilas-pöydän liike häiritse mittausta. Tällainen mittaussjärjestely mahdollistaa sen, että koko tutkimuksen DLP_w -arvot voidaan mitata suoraan.



Kuva 1. STUKin potilasannosfantomit. Irrotettavaa sisäosaa käytetään pään alueen annosfantomina. Fantomin keskellä ja reunoissa on pituusakselin suuntaisia reikiä, joihin ionisaatiokammio sijoitetaan.



Kuva 2. Vartalon alueen potilasfantomi mittausasennossa.

3.2.4 TT-annoksen tilavuuskeskiarvon määrittäminen

TT-tutkimuksen keskimääräinen absorboitunut annos fantomissa kuvatussa alueessa eli TT-annoksen tilavuuskeskiarvo $MSAD_w$ saadaan jakamalla koko tutkimuksen DLP_w kuvatun alueen pituudella d :

$$MSAD_w = DLP_w / d$$

Kuvatun alueen pituus d lasketaan kokonaiskuvausajan ja röntgenputken pyörähdysajan sekä pöydän siirron/pyörähdys avulla, jolloin helikaalikuvauksen ylimääräiset alku- ja loppupyörähdykset tulevat huomioitua mittauksessa. $MSAD_w$ -arvo voidaan laskea sekä aksiaali- että helikaalikuvaukselle edellä mainitun kaavan mukaisesti.

3.2.5 Annosnäyttöjen oikeellisuus

IEC:n standardin (IEC 2001) mukaan laitteen käyttökonsolissa tulee olla $CTDI_{vol}$ - (tai $CTDI_w$ -) näyttö, joka ilmoittaa keskimääräisen annoksen kuvatulla alueella. Potilaan kokonaissäteilyaltistuksen seuranta varten laitteessa tulisi myös olla DLP_w -arvon näyttö. Lisäksi virranmodulointia käytettäessä laitteen annosnäytön $CTDI_{vol}$ (tai $CTDI_w$) tulee perustua moduloinnin aikaiseen maksimivirtaan. Annosnäytön hyväksyttävyyssrajana käytettiin 20 % (STUK 1996).

Tutkimuksessa määritettyjä DLP_w - ja $MSAD_w$ -arvoja verrattiin laitteiden käyttökonsoleissa oleviin annosnäyttöihin.

3.2.6 Potilaan efektiivisen annoksen laskenta

Potilaan efektiivinen annos E voidaan laskea kertomalla tutkimuksen DLP_w -arvo tutkimuskohtaisella muuntokertoimella k_{DLP} (Shrimpton et al. 2005):

$$E = k_{DLP} \cdot DLP_w.$$

Taulukossa II on annettu kertoimen k_{DLP} arvot aikuisten eri kehon alueiden tutkimuksille. Kertoimen arvot ovat riippumattomia laitemalleista ja kuvaustekniikasta. Pään ja kaulan alueen kertoimien määrittämisessä on käytetty 16 cm:n standardifantomia ja muissa 32 cm:n fantomia. Efektiivistä annosta laskettaessa on summattava kaikkien kuvaussarjojen aiheuttama annos.

Taulukko II. Tutkimuskohtaiset muuntokertoimet k_{DLP} efektiivisten annosten laskemiseksi DLP_w -arvoista (Shrimpton et al. 2005).

Tutkimuskohde	k_{DLP} (mSv/(mGy cm))
Pää ja kaula	0,0031
Pää	0,0021
Kaula	0,0059
Keuhkot (rintakehä)	0,014
Vatsa ja lantio	0,015
Vartalo	0,015

3.3 Vertailutasot ja optimoinnin toteutuminen

TT-tutkimusten optimoinnin toteutumista arvioitiin vertaamalla potilaan säteilyaltistuksesta saatuja tietoja julkaistuihin vertailutasoihin.

Kun uusi TT-laite otetaan käyttöön, annostasot valitaan helposti tarpeetoman suuriksi niin, että kuvassa ei olisi kohinaa. Kuinka paljon kuvausarvoja on optimoitu laitteen käyttöön oton jälkeen, selvitettiin erikseen otannan avulla. Otannassa vertailtiin laitteen käyttöönottovaiheessa mitattuja potilasannoksia muutaman vuoden kuluttua mitattuihin annoksiin. Otantaan valittiin seitsemän monileikelaitetta, jotka olivat olleet käytössä muutaman vuoden ja joissa annokset olivat joko keskimääräistä suuremmat tai pienemmät.

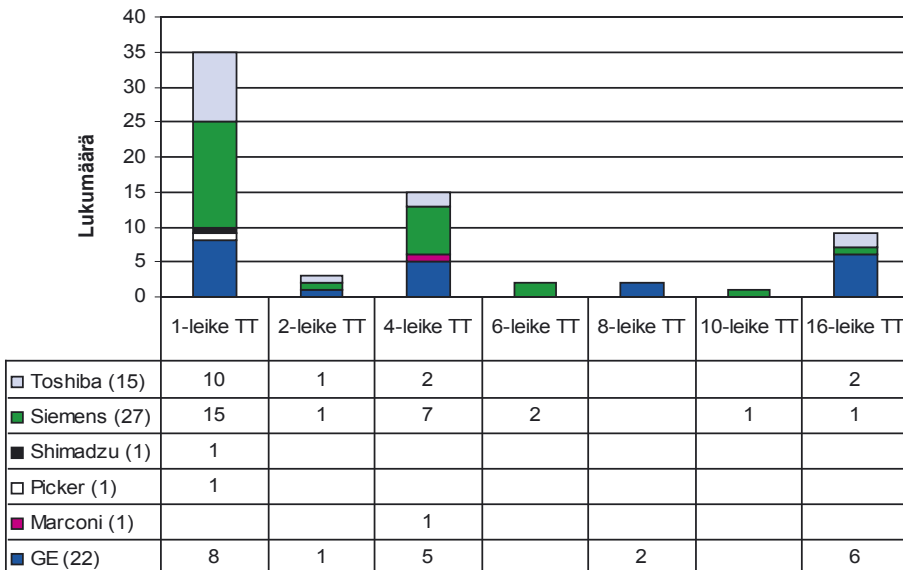
3.4 Laadunvalvontakäytännöt

Nykyiset laadunvalvontakäytännöt selvitettiin jokaisen otannassa mukana olevan TT-laitteen osalta. Tiedot tarkistettiin ja täsmennettiin keskusteluihin kyseisen huoltofirman ja sairaalan teknisen huollon välillä.

4 Tulokset ja tulosten tarkastelu

4.1 Suomessa käytössä olevat TT-laitteet

Röntgendiagnostiikkaan käytettävien TT-laitteiden lukumäärät ja laitetyypit on esitetty kuvassa 3. Näiden TT-laitteiden määrä Suomessa on pysynyt lähes samana jo usean vuoden ajan. Laitteita on uusittu vanhemmasta päästä siten, että yksileike-TT-laite on vaihdettu monileike-TT-laitteeseen. Vuoden 2005 lopussa diagnostiikkakäytössä oli 67 laitetta, joista 35 oli vielä yksileikelaitetta. Näistä suurin osa oli Siemensin valmistamia. GE oli toimittanut useimmat 16-leikelaitteista.

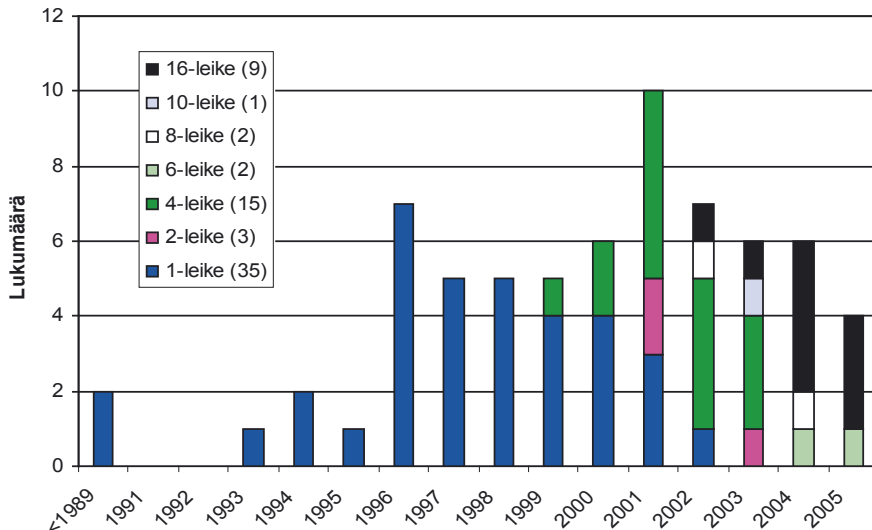


Kuva 3. Röntgendiagnostiikkaan käytettyjen TT-laitteiden lukumäärät ja laitetyypit Suomessa vuoden 2005 lopussa.

Sädehoitoklinikoilla oli vuoden 2005 lopussa käytössä seitsemän TT-simulaattoria, joista osaa käytetään tarvittaessa myös diagnostiikkakuvauksiin. Gammakameroihin liitettyjä TT-laitteita eli Spect/CT- ja PET/CT -laitteita oli kahdeksan eri puolella Suomea. Hammaskuvauksiin ja luunmineraalipitoisuuden mittauksiin käytettäviä TT-laitteita oli kolme.

Vanhimmat TT-laitteet on otettu käyttöön jo ennen vuotta 1989 (kuva 4). Viimeisin yksileikelaitte asennettiin vuonna 2002, ensimmäinen monileikelaitte (nelileikelaitte) vuonna 1999 ja ensimmäinen 16-leikkeinen TT-laite vuoden 2002

lopulla. Helikaalitoiminto puuttuu vain kolmesta TT-laitteesta. Virran moduolointitoiminto on jo yli puolessa (52 %) kaikista Suomen TT-laitteissa. Yksileikelaitteista kuitenkin vain neljässä laitteessa (noin 1 %) oli tällainen automaattitoiminto.



Kuva 4. TT-laitteiden ikäjakauma vuoden 2005 lopussa.

4.2 Tutkimusmäärät ja -trendit sekä tavallisimmat tutkimustyytit

Taulukossa III on esitetty sairaalatyypeittäin TT-tutkimusmäärät vuonna 2004, sekä niiden suhteelliset osuudet kaikista sairaalassa tehdyistä röntgentutkimuksista, ja lisäksi vertailun vuoksi vuonna 2000 tehdyn valtakunnallisen selvityksen mukainen TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista. HUS/Meilahden sairaalan osalta uudet tiedot ovat vuodelta 2005.

Laitteiden lukumäärä vaikuttaa myös tutkimusmääriin. Meilahden sairaalassa on neljä TT-laitetta ja sekä Oulun että Turun yliopistollisissa sairaalassa kolme TT-laitetta. Muissa yliopistollisissa sairaaloissa käytetään kahta TT-laitetta. Tutkimusmäärien perusteella erityisesti Tampereen yliopistollisen sairaalan kahta laitetta on käytetty paljon. Keskussairaaloissa ja aluesairaaloissa TT-tutkimukset tehdään yleensä yhdellä laitteella. Poikkeuksen muodostavat Seinäjoen ja Satakunnan keskussairaalat, joissa on kaksi TT-laitetta. Yksityisistä laitoksista kaksitoista omistaa oman TT-laitteen.

Vuonna 2000 TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista koko maassa oli noin 5 % (Hakanen 2002). Yliopistollisissa sairaaloissa TT-tutkimusten suhteellinen osuus vuonna 2000 oli jo lähes 13 %, mutta vuoteen 2004 verrattuna vain Meilahden sairaalassa TT-tutkimusten määrä on merkittävästi (11 %) kasvanut. Meilahden sairaalassa tutkimusten poikkeuksellisen suuri kasvu johtunee siitä, että siellä tehdään keskitetysti erikoistutkimuksia. Kolmessa muussa yliopistosairaalassa TT-tutkimusten suhteellinen määrä on kasvanut vain 1–2 % ja yhdessä yliopistosairaalassa säilynyt ennallaan (noin 9 %:ssa). Vuoden 2000 tilastoihin verrattuina TT-tutkimusten suhteellinen osuus otannassa mukana olleissa aluesairaloissa on noussut 5 %:sta keskimäärin 9 %:iin ja keskussairaloissa pysynyt lähes samana (11,8 %).

Taulukko III. TT-tutkimusmäärät sairaalatyypeittäin ja niiden suhteelliset osuudet kaikista sairaalassa tehdyistä röntgentutkimuksista, sekä vastaavat suhteelliset osuudet keskimäärin kussakin sairaalatyyppissä vuonna 2000.

Sairaala	TT-tutkimusten lukumäärä v. 2004	Suhteellinen osuus kaikista sairaalan röntgentutkimuksista (%) v. 2004	Suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista (%) vuonna 2000 keskimäärin
Yliopistosairaalat			12,6
HUS/ Meilahti	(v.2005) 29 187	23,7	
TYKS	17 404	9,0	
TAYS	17 366	14,6	
OYS	16 998	14,7	
KYS	13 055	13,6	
Keskussairaalat (8 kpl)			11,5
Keskiarvo	6 645	11,8	
Vaihteluväli	3 268–10 100	8,3–15,6	
Aluesairaalat (4 kpl)			5,0
Keskiarvo	1 946	9,0	
Vaihteluväli	1 288–2 859	6,5–13,3	
Yksityislaitokset (6 kpl)			1,4
Keskiarvo	900		
Vaihteluväli	300–1 460		

Vuoden 2000 tilaston mukaan kahdessatoista yksityislaitoksessa tehtiin kaikkiaan 10 400 TT-tutkimusta. Tämän perusteella yksityispaikkojen tutkimusmäärät eivät olisi kasvaneet ainakaan otannassa mukana olleiden laitosten osalta. Koska suurin osa TT-tutkimuksista tehdään yliopisto- ja keskussairaloissa ja näissä TT-tutkimusten määrä ei ole kasvanut merkittävästi viimeisen viiden vuoden aikana, koko maassa TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista on noussut tämän otannan perusteella vain 1–2 % (5 %:sta 6–7 %:iin).

Yleisin TT-tutkimus tämän otannan perusteella on edelleen pään natiivikuvaus (taulukko IV), jonka osuus kaikista TT-tutkimuksista on lähes puolet (48 % kaikista Suomen TT-tutkimuksista vuonna 2000). Seuraavaksi yleisimmät tutkimukset (samoin kuin vuonna 2000) olivat vatsan natiivi- ja varjoaine-TT-tutkimus, keuhkojen (rintakehän) natiivi- ja varjoaine-TT-tutkimus sekä lannerangan natiivi-TT-tutkimus.

Myös yksityislaitoksissa tavallisin TT-tutkimus oli pään natiivi-TT-tutkimus (30–59 %). Kahdessa yksityislaitoksessa tehtiin paljon sinusten TT-tutkimuksia (16 ja 37 %) ja kahdessa LS-rangan TT-tutkimuksia (59 ja 33 %).

Taulukko IV. Tavallisimpien TT-tutkimuksien keskimääräiset suhteelliset osuudet (%) kaikista kunkin sairaalatyyppin TT-tutkimuksista (suluissa vaihteluväli).

TT-tutkimus	Yliopisto-sairaala	Keskussairaala	Aluesairaala	Kaikissa sairaala-tyypeissä yhteensä v. 2000
Pään natiivi	46 (42–49)	54 (42–67)	44 (31–51)	48
Vatsa (natiivi ja varjoaine)	9,9 (9–11)	9,1 (5,4–13)	8,8 (7,2–10)	6,4
Keuhkot (natiivi ja varjoaine)	4,3 (2,6–6,8)	7,3 (5,3–9,5)	9,2 (4,8–20)	4,0
Lanneranka (natiivi)	4,9 (1,4–8,8)	6,1 (1,2–11)	9,0 (2,2–16)	6,4

Verrattuna vuoden 2000 tilastotietoihin pään TT-tutkimusten suhteellinen osuus on noussut hieman keskussairaaloissa. Vatsan tutkimuksia tehdään enenevässä määrin kaikissa sairaalaryhmissä (9–10 %). Keuhkojen (rintakehän) tutkimusten suhteellinen osuus on pysynyt ennallaan yliopistollisissa sairaaloissa, mutta kasvanut keskus- ja aluesairaaloissa; jossakin aluesairaallassa keuhkojen tutkimuksia tehtiin jopa 20 % kaikista tutkimuksista. Nopea 16-leikelaite on lisännyt angiografian ja keuhkoembolian TT-tutkimuksien osuutta 3–7 %:iin. Magneettikuvausten saatavuus oli keskimäärin vähentänyt lannerankakuvauksia yliopisto- ja keskussairaaloissa, mutta aluesairaaloissa lannerankakuvausten määrä oli keskimäärin noussut. Saksassa vuonna 2002 (Brix et al. 2003) yleisin TT-tutkimus oli pään TT-tutkimus (27 % kaikista TT-tutkimuksista), sen jälkeen vatsan ja lantion TT-tutkimus (noin 18 %), keuhkojen TT-tutkimus (noin 16 %) ja lannerangan TT-tutkimus (6 %).

Varjoainetta käytetään vain 10–20 %:ssa pään TT-tutkimuksissa. Isoimmissa sairaaloissa vatsan ja keuhkojen (rintakehän) kuvaukset pyrittiin tekemään pelkästään varjoainetta käyttäen.

4.3 Potilaan säteilyaltistus TT-tutkimuksissa

4.3.1 TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$)

Kuvassa 5 on esitetty TT-tutkimusten keskimääräiset annokset eli TT-annoksen tilavuuskeskiarvot $MSAD_w$. Lisätietoja annosmittauksista on annettu liitteessä 1 (taulukot I–III).

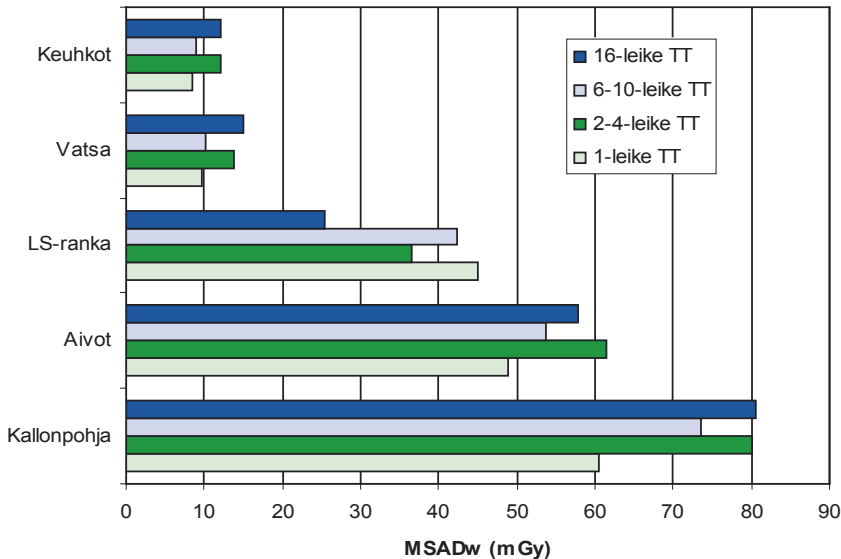
Keskimääräiset annokset ($MSAD_w$) ovat suurimmat pään ja LS-rangan (lannerangan) TT-tutkimuksissa, joissa käytetään aksiaalitekniikkaa (vierekkäisleikekuvausta). Aksiaalitekniikan käyttö vähentää luurakenteista aiheutuvia artefaktoja. Ohuen leikepaksuuden käyttö (4–5 mm kallonpohja ja 3 mm lanneranka) parantaa erotuskykyä, mutta nostaa samalla kuvan kohinatasoa, mitä kompensoidaan annosta (mAs-arvoa) kasvattamalla (Kulama 2004). Vatsan ja keuhkojen kuvauksissa käytetään helikaalitekniikkaa ja pitch-tekijää 1,3–1,5, mikä vähentää keskimääräistä annosta enimmillään 33 % tutkimuksissa, joissa ei ole käytetty virran modulointitekniikkaa. Monileikelaitteissa yleinen valotusautomaatti, eli kuvausvirran modulointitoiminto, säättää automaattisesti kohteen paksuuden mukaan käytettävän virran, jotta kohinataso pysyisi vakiona, jolloin pitch-tekijällä ei enää ole annosta säästävää vaikutusta.

Monileikelaitteilla keskimääräiset annokset olivat pään tutkimuksissa 10–33 % ja vatsan ja keuhkojen tutkimuksissa 4–56 % suuremmat kuin yksileikelaitteilla. Poikkeuksena tästä oli LS-rangan TT-tutkimus, jossa monileikelaitteilla annokset olivat 7–42 % pienemmät kuin yksileikelaitteilla. Monileikelaitteista 2-4- ja 16 -leikelaitteet aiheuttivat keskimäärin suuremman potilasannoksen kuin 6-10-leikelaitteet, muissa paitsi LS-rangan TT-tutkimuksessa, jossa tilanne oli päinvastoin.

Englannissa on raportoitu samansuuntaisia eroja (Shrimpton et al. 2005). Siellä pään keskimääräinen tutkimusannos monileikelaitteilla oli noin 34 % ja muissa tutkimuksissa 20–30 % suurempi kuin yksileikelaitteilla. Erityisesti nelileikelaitteilla annokset olivat suuret kun toisaalta kaksileikelaitteilla annokset olivat pienemmät kuin yksileikelaitteilla. Samanlaisiin tuloksiin oli päädytty Saksassa (Brix et al. 2003). Merkittävin syy tähän arveltiin olevan nelileikelaitteiden suuri penumbrailmiö (normaalia leveämpi säteilykeila, ks. Lewis 2005, Nagel 2002). Suomessa ei havaittu tällaisia eroja 2- ja 4-leikelaitteiden tutkimusannoksissa.

Yleisimpien tutkimusten keskimääräiset annokset ($MSAD_w$ -arvot), niiden minimi- ja maksimi-arvot sekä kolmannen kvartiilin arvot on liitteen 1 taulukossa I ryhmitelty laitteen leikemäärän perusteella neljään luokkaan, vaikka mittauksen lukumäärä esimerkiksi 6-10-leikelaitteilla jäi vähäiseksi. Näiden laitteiden osalta tulokset olivat kuitenkin suuntaa antavat.

Potilaan annoksissa eri tutkimusyksiköissä oli huomattavia eroja. Esimerkiksi yksileike- ja 16-leikelaitteilla keuhkojen ja vatsan tutkimuksissa annoserot saattoivat olla jopa viisinkertaisia. Myös samalla laitetyypillä annoksen vaihtelu eri paikoissa oli suuri, enimmillään viisinkertainen.



Kuva 5. Tutkimusten keskimääräiset annokset ($MSAD_w$ -arvot).

Liitteen 1 taulukossa III on esitetty TT-laitteiden sähkömäärällä (mAs-arvolla) normalisoidut $CTDI_w$ -arvot eli laitteiden annostuotot. Laitteiden annostuotossa on selviä eroja riippuen röntgenputken suodatuksesta ja kentän tasaussuodattimista. Erot voivat olla kaksinkertaisia ja ne voivat osaksi selittää tutkimusten keskimääräisissä annoksissa todettuja eroja. Tutkimusten keskimääräisissä annoksissa olevia eroja ei kuitenkaan pystytä selvittämään pelkästään laiteominaisuuksin perusteella. Tarkastelussa on huomioitava myös muut annokseen vaikuttavat parametrit kuten kuvausjännitteet, virrat, leikepaksuudet ja pitch-tekijät.

Kallonpohjan TT-tutkimuksissa isot potilasannokset 6-10- ja 16-monileikelaitteilla selittyisivät osaksi 140 kVp:n kuvausjännitteen käytöllä (liite 1 taulukko II), mutta 2-4-leikelaitteilla on oltava myös muitakin syitä. Esimerkiksi 4-leikelaitteilla on suhteellisen suuri penumbraefekti, mikä voi lisätä annosta

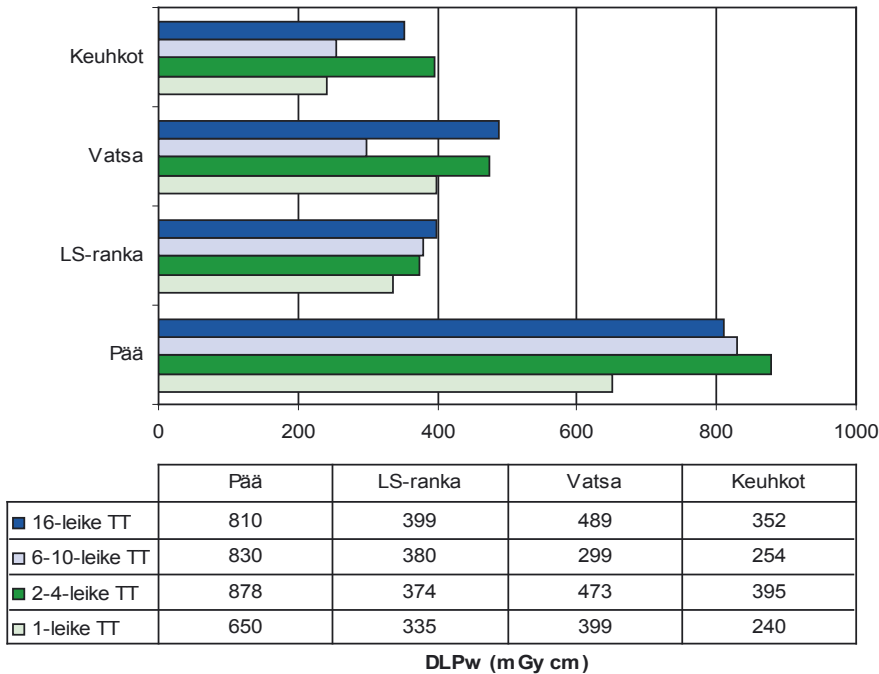
jopa 50 % etenkin pieniä leikepaksumuksia (5 mm) käytettäessä (McGollough 1999). Lannerangan tutkimuksissa yleisin kuvausjännite on 140 kVp, mutta 16-leikelaitteilla käytetään pelkästään 120 kVp:n jännitettä ja tämän vuoksi annos jää selvästi alhaisemmaksi kuin muiden ryhmien laitteilla.

Annosmäärittäminen perustuu nykyisin 10 cm:n pituisella ionisaatiokammilla tehtyihin mittauksiin. Uusilla monileikelaitteilla kammio saattaa olla liian lyhyt, koska laitteiden kehittyessä säteilykeila on koko ajan leventynyt. Esimerkiksi 16-leike-TT-laitteilla, joilla säteilykeilan kollimointi on yleensä 20 mm, vartalofantomimittauksessa saadaan tämän vuoksi 20 % todellista pienempi annos fantomin keskellä. Vastaavasti käytettäessä pääfantomia annos fantomin keskellä on 10 % todellista pienempi (Dixon 2003). Tämän perusteella voidaan arvioida, että fantomeilla mitatut potilasannokset ovat 10–20 % liian pieniä kaikilla monileikelaitteilla, joilla tutkimuksissa käytetään 20 mm:n leikepaksumuutta. Tämän selvityksen yhteydessä tästä ei kuitenkaan tehty tarkempaa analyysia.

4.3.2 Annoksen ja pituuden tulo (DLP_w)

Kuvassa 6 on esitetty koko tutkimuksen annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) mittaustulokset. Lisätietoja annosmittauksista on annettu liitteessä 1 (taulukot IV ja V).

Suurin säteilyaltistus potilaalle aiheutuu pään TT-tutkimuksista, joissa säteilyaltistus (DLP_w -arvo) on suurin 2-4-leikelaitteilla ja pienin yksileikelaitteilla. Myös lannerangan ja keuhkojen kuvauksissa säteilyaltistus on pienin yksileikelaitteella. Vatsan TT-tutkimuksissa altistus on yllättäen pienin 6-10-leikelaitteilla. Liitteen 1 taulukossa IV on annettu mitattujen DLP_w -arvojen minimi- ja maksimi-arvot sekä kolmannen kvartiilin arvot yhtä kuvasarjaa kohti. Tulosten vaihtelut ovat vähintään yhtä suuria kuin $MSAD_w$ -arvoilla. Vaihtelut ovat pienimmät pään TT-tutkimuksissa ja suurimmat, jopa yli kymmenkertaiset, lannerangan TT-tutkimuksissa riippumatta laitteen tyypistä.



Kuva 6. TT-tutkimusten kokonaisaltistukset (DLP_w -arvot).

DLP_w -arvoon vaikuttaa $MSAD_w$ -arvon lisäksi kuvausalueen pituus L (cm), koska $DLP_w = MSAD_w \times L$ (ks. 3.2.4). Liitteen 1 taulukosta V havaitaan, että keuhkojen TT-tutkimuksessa altistusta 2-4-leikelaitteilla lisää 14–18 % pitempi kuvattava alue kuin muilla laiteryhmillä. Vatsan aluetta kuvataan yksileikelaitteella selvästi (jopa 40 %) suurempi alue kuin muilla laitetyppeillä, mutta kokonaisaltistus ei kuitenkaan nouse suuremmaksi kuin 2-4- ja 16-leikelaitteilla. Tämä johtuu siitä, että keskimääräinen annos ($MSAD_w$) vatsan TT-tutkimuksissa on yksileikelaitteilla pienempi kuin monileikelaitteilla (kuva 5 ja liitteen 1 taulukko I).

Lannerangan tutkimuksissa potilas saa suurimman altistuksen 16-leikelaitteista, vaikka laitteen keskimääräinen annos on lähes puolet yksileikelaitteen aiheuttamasta annoksesta ja myös huomattavasti pienempi kuin muilla laitetyppeillä. Tähän on syynä selvästi pitempi kuvausalue kuin muilla laitetyppeillä (jopa kaksinkertainen verrattuna yksileikelaitteisiin). Saksassa on havaittu (Brix et al. 2003), että kaksi- ja nelileikelaitteilla kuvausalueen pituus ei ole kasvanut oleellisesti muissa paitsi lannerangan kuvauksissa, joissa kasvu oli jopa 160 %.

Käytettäessä helikaalitoimintoa TT-laitteet vaativat yleensä lisäpyörähdyksiä kuvauksen alussa ja lopussa, mikä osaltaan lisää potilaan annosta, erityisesti, jos kuvausalue on lyhyt (Nicholson et al. 2002). Keuhkotutkimuksessa, jossa käytetään esimerkiksi 5 mm:n leikepaksuutta, kuvausalueen kasvu voi olla 14 % (Cohnen 2003). Lisäpyörähdyksistä aiheutuva ”yliskannaus” riippuu myös pitch-arvosta. Pieni pitch-arvo aiheuttaa 2–4 ylimääräistä pyörähdystä. Yliskannauksen pituus on keskimäärin 4,1–4,4 cm ja se voi kasvattaa erityisesti kilpirauhas- ja kivesannoksia (Van der Molen 2005).

4.3.3 Tyypillisimmät annokset TT-tutkimuksissa

Taulukoon V ja VI on koottu edellä esitetyistä tuloksista yksileikelaitteiden ja monileikelaitteiden $MSAD_w$ ja DLP_w -arvojen keskiarvot sekä vertailua varten vastaavat tyypilliset arvot saksalaisten (Brix et al. 2003) ja englantilaisten (Shrimpton et al. 2005) tekemistä selvityksistä sekä vuonna 2000 tehdystä pohjoismaisesta tutkimuksesta (Olerud et al. 2001). Pohjoismaista tutkimusta varten kerättiin Suomesta 12 potilaan annostiedot 4 keskussairaalaista, joissa laitteet olivat kaikki yksileikelaitteita. Taulukossa V pään TT-tutkimuksen $MSAD_w$ -arvoksi on otettu kallonpohjan ja aivojen $MSAD_w$ -arvojen keskiarvo. Taulukossa VI vatsan ja keuhkojen tutkimusten DLP_w -arvot koskevat vain yhden sarjan sisältävää tutkimusta.

Vertailu osoittaa, että Suomessa TT-tutkimusten potilasannokset ovat hyvin lähellä kansainvälisiä arvoja. Keskimääräiset annokset ($MSAD_w$) monileikelaitteilla eri TT-tutkimuksissa olivat Suomessa 14–50 % ja Englannissa 14–40 % suurempia kuin yksileikelaitteilla. Saksassa monileikelaitteilla (vain 2- ja 4-leikelaitteita) keskimääräinen annos oli pään TT-tutkimuksissa hieman (8 %) yksileikelaitteita suurempi, mutta keuhkojen ja lannerangan TT-tutkimuksissa noin 10 % pienempi (Brix et al. 2003). Sen sijaan annoksen ja pituuden tulo lannerankakuvauksissa oli Saksassa huomattavasti (105 %) noussut siirryttäessä käyttämään monileike-TT-laitteita.

Tämän selvityksen arvot yksileikelaitteille ovat em. pohjoismaisen tutkimuksen otanta-arvoja hieman pienemmät, mikä osoittaa yleistä suuntaa altistuksen kehityksessä. Yksileikelaitteilla tavanomaisissa tutkimuksissa paitsi LS-rangan TT-tutkimuksissa altistus on pienentynyt.

Taulukko V. Tyypillisimmät keskimääräiset annokset ($MSAD_w$) TT-tutkimuksissa eri selvitysten mukaan.

Tutkimus	Tämä selvitys		Pohjoismainen tutkimus 2001	NRPB 2005 ^{**)}		Brix 2003	
	Yksileike mGy	Monileike mGy	Yksileike mGy	Yksileike mGy	Monileike mGy	Yksileike mGy	Monileike mGy
Pää ^{*)}	55	69	60	51	68	56	61
Vatsa	9,6	13		11	13		
Keuhkot	8,5	12	11	9,2	12	12	11
LS-ranka	43	45	40			36	32

^{*)} Keskiarvo kallonpohjan ja aivojen keskimääräisestä annoksesta.
^{**)} NRPB perustuu raporttiin Shrimpton 2005.

Taulukko VI. Tyypillisimmät annoksen ja pituuden tulot (DLP_w) eri selvitysten perusteella.

Tutkimus	Tämä selvitys		Pohjoismainen tutkimus 2001	NRPB 2005 ^{**)}		Brix 2003	
	Yksileike mGy-cm	Monileike mGy-cm	Yksileike mGy-cm	Yksileike mGy-cm	Monileike mGy-cm	Yksileike mGy-cm	Monileike mGy-cm
Pää ^{*)}	650	848	742	639	828	673	813
Vatsa	399	444		340	388		
Keuhkot	240	359	528	356	499	331	339
LS-ranka	336	382	455			214	441

^{*)} Kallonpohja ja aivot yhteensä.
^{**)} NRPB perustuu raporttiin Shrimpton 2005.

4.3.4 Efektiivinen annos

Taulukossa VII on esitetty mitatuista DLP_w -arvoista taulukossa II annetuilla muuntokertoimilla lasketut potilaan saamat keskimääräiset efektiiviset annokset eri TT-tutkimuksista, joissa on huomioitu laitteen leikemäärä ja kuvasarjojen lukumäärä. Lisätietoja on annettu liitteen 1 taulukossa VI.

Efektiiviseen annokseen vaikuttaa suuresti sarjojen lukumäärä eli otetaanko varjoainesarjan lisäksi natiivisarja. Suurin osa (80–90 %) pään TT-tutkimuksista on pelkästään natiivikuvaus. Samoin LS-rangan tutkimuksissa varjoaineen käyttö on harvinaista. Keuhkojen ja vatsan rutiinikuvaus pyritään nykyään tekemään vain varjoainetta käyttäen, mutta kuitenkin yleinen käytäntö on vielä monessa sairaalassa se, että otetaan molemmat sarjat.

Koska DLP_w -arvon mittauksessa satandardifantomissa ei voida huomioida virran moduloinnin potilasannosta pienentävää vaikutusta (ks. 3.2.1), tätä ei huomioida myöskään efektiivisiä annoksia laskettaessa. Lähes kaikilla monileikelaitteilla (91 %) ”valotusautomaatti” (automaattinen modulointitekniikka) oli jo rutiinisti käytössä keuhkojen ja vatsan TT-tutkimuksissa. Keuhkojen ja vatsan TT-tutkimuksissa virran modulointi voi säästää 20–30 % annoksesta. Toisaalta monileikelaitteilla mittakammion lyhyys vaikuttaa sen, että annoksesta jää mittaamatta 10–20 %.

Taulukko VII. Potilaan keskimääräiset efektiiviset annokset tavallisimmissa TT-tutkimuksissa.

Tutkimus (kuvaussarjojen lukumäärä)	1-leike mSv	2-4-leike mSv	6-10-leike mSv	16-leike mSv
Pään natiivi-TT (1)	1,4	1,8	1,7	1,7
Keuhkojen natiivi ja varjoaine-TT (2)	6,8	11	7,2	9,8
Vatsan natiivi ja varjoaine-TT (2)	12	14	9	15
LS-rangan TT (1)	4,9	5,6	5,7	6,0

Potilas saa suurimman efektiivisen annoksen vatsan TT-tutkimuksesta, kun se tehdään sekä varjoaineella korostettuna että natiivina. Yleensä yksileikelaitteella tehdyissä tutkimuksissa efektiivinen annos on pienempi kuin monileikelaitteella. Poikkeuksena tästä on 6-10-leikelaitteella tehtävä vatsan tutkimus.

Koska DLP_w -arvojen on havaittu kasvaneen siirryttäessä käyttämään yksileikelaitteen sijasta monileikelaitetta (taulukko VII), myös efektiiviset annokset ovat samalla kasvaneet. Muissa viimeaikaisissa tutkimuksissa on havaittu sama trendi kuin Suomessa: efektiiviset annokset ovat kasvaneet 10–34 % siirryttäessä käyttämään yksileikelaitteen sijasta monileikelaitetta (Brix et al. 2003 ja Yates et al. 2004).

Efektiivisiä annoksia on määritetty myös käyttäen mittauksissa LiF-TLD-dosimetrejä ja potilasvastineena Alderson-Rando potilasfantomia (Cohnen 2003). Tällöin monileikelaitteilla efektiiviset annokset keuhkojen TT-tutkimuksissa olivat 7,5–12,9 mSv, vatsan 12,4–16,1 mSv ja lannerangan tutkimuksissa 12 mSv. Annokset olivat samaa luokkaa kuin Suomessa lukuun ottamatta lannerangan annosta, joka oli kaksinkertainen Suomen lukuun verrattuna.

Liitteen 1 taulukossa VI on laskettu potilaan efektiivisten annosten keskiarvon lisäksi vaihteluvälit (minimi- ja maksimiarvo) sekä kolmannen kvartiilin arvot yhtä kuvasarjaa kohti. Efektiivisen annoksen vaihteluväli voi olla huomattava, jopa yhdeksänkertainen, riippuen siitä, missä sairaalassa ja millä laitteella tutkimus on tehty. Myös Englannissa on todettu suuri vaihteluväli eri sairaaloiden välillä. Siellä efektiivisen annoksen vaihtelu saattoi olla kymmenkertainen (Shrimpton et al. 2005).

4.3.5 Annosnäyttöjen oikeellisuus

Taulukkoon VIII on kerätty tiedot tarkastettujen TT-laitteiden annosnäytöistä ja niiden tarkkuudesta.

Keskimääräistä annosta osoittavia annosnäyttöjä on viime aikoina asennettu myös yksileikelaitteisiin, mutta näyttö puuttuu silti noin puolesta laitteita. Laitestandardin (IEC 2001) ilmestyminen lisäsi $CTDI_w$ -näyttöjä etenkin

4-leikelaitteisiin. Koska IEC:n standardissa ei edellytetä vielä *DLP*-näyttöä, suurimmasta osasta (75 %) laitteista se puuttui. Kaikki uusimmat 16-leikelaitteet on varustettu sekä $CTDI_{vol}$ - että *DLP*-näyttöillä.

CTDI-näyttöjen tarkistamista varten osalla huoltofirmoista on käytössä vain pääfantomi ja tämä näkyy vartalon alueen annosnäyttöjen virhemäärässä.

Taulukko VIII. Niiden TT-laitteiden määrä (%), joista annosnäyttö puuttui, ja niiden TT-laitteiden suhteellinen osuus (%) laitteiden kokonaismäärästä, joilla annosnäytön virhe (näytön poikkeama mitatusta arvosta) oli suurempi kuin 20 %.

	1-leike (24 kpl)	2-4-leike (15 kpl)	6-10-leike (5 kpl)	16-leike (9 kpl)
$CTDI_{vol}$ ($CTDI_w$)-näyttö puuttui	50	7	0	0
<i>DLP</i> (DLP_w)-näyttö puuttui	92	33	100	0
$CTDI_{vol}$ ($CTDI_w$)-näytön virhe > 20 % pään tutkimuksissa	0	0	0	0
$CTDI_{vol}$ ($CTDI_w$)-näytön virhe > 20 % vartalon alueen tutkimuksissa	12,5	12,5	0	22

4.4 Vertailutasot ja optimoinnin toteutuminen

Taulukoissa IX ja X on esitetty yleisimmille TT-tutkimuksille muutamat julkaistut vertailutasot, Suomen voimassa olevat vertailutasot (STUK 2000) ja tämän selvityksen perusteella saatujen annosjakaumien ($MSAD_w$ - ja DLP_w) kolmannen kvartiilin arvot.

Taulukko IX. TT-annoksen tilavuuskeskiarvon ($MSAD_w$) vertailutasot ja tämän selvityksen 3. kvartiilin mittaustulokset Suomessa (varjostetut sarakkeet).

TT-tutkimus	Yksileikelaitteet		Monileikelaitteet			Kaikki laitteet	
	NRPB 2005 ^{**)}	Tämän selvityksen 3. kvartiilin arvot	NRPB 2005 ^{**)}	EU 2004 ^{*)}	Tämän selvityksen 3. kvartiilin arvot	SSI 2002	STUK 2000
Kallon-pohja	65	73	100	60	91	75	60
Aivot	55	54	65	60	70	75	60
Vatsa	13	12	14	25	14	25	35
Keuhkot	10	11	13	10	13	20	30
LS-ranka	-	55	-	45	62	-	35

^{*)} EU 2004 perustuu Unionin keräämiin tietoihin vuonna 2001 (MSCT 2004).

^{**)} NRPB 2005 perustuu raporttiin Shrimpton 2005.

Taulukko X. Annoksen ja pituuden tulon (DLP_w) vertailutasot ja tämän selvityksen 3. kvartiiliin mittaustulokset Suomessa (varjostetut sarakkeet).

TT-tutkimus	Yksileikelaitteet		Monileikelaitteet		Kaikki laitteet	
	NRPB 2005 ^{*)}	Tämän selvityksen 3. kvartiiliin arvot	NRPB 2005 ^{*)}	Tämän selvityksen 3. kvartiiliin arvot	SSI 2002	STUK 2000
Pään rutiinitutkimus	760	775	930	993	1 200	1 050
Vatsa	460	478	470	563	-	800
Keuhkot	430	351	550	442	600	650
LS-ranka	-	449	-	496	600	800

^{*)} NRPB 2005 perustuu raporttiin Shrimpton 2005.

Englannissa (Shrimpton et al. 2005) vertailutasojen määrittäminen perustui ns. kolmannen kvartiiliin sääntöön eli vertailutasoksi valittiin annos, jonka yläpuolelle jäi ylin kolmannes annosjakaumasta (Shrimpton et al. 2005). Englannissa (Shrimpton et al. 2005), Ruotsissa (SSI 2002) ja EU:ssa (MSCT 2004) päivite-tyissä TT-tutkimusten vertailutasoissa on huomioitu myös TT-laitteiden tekninen kehitys.

Jos tutkimus koostuu useammasta kuvaussarjasta, Ruotsissa SSI:n antama $CTDI_{vol}$ -vertailutaso koskee sarjan suurinta $CTDI_{vol}$ -arvoa ja DLP -vertailutaso sarjojen DLP -arvojen summaa. Englannissa NRPB:n (Shrimpton et al. 2005) ja samoin STUKin antama DLP -vertailutaso tarkoittaa rutiiniarvoilla suoritettujen tutkimuksissa yleensä yhden sarjan DLP -arvoa.

Tulosten perusteella (taulukot IX ja X) näyttää ilmeiseltä, että STUKin antamia nykyisiä vertailutasoja olisi päivitettävä useissa tapauksissa alaspäin ($MSAD_w$ vatsan ja keuhkojen TT-tutkimuksissa ja kaikki DLP_w -arvot), mutta joissakin tapauksissa myös ylöspäin ($MSAD_w$ pään ja LS-langan TT-tutkimuk-sissa). Vastoin odotuksia myös yksileikelaitteiden vertailutasoja kallonpohjan ja lannerangan tutkimusten osalta jouduttaisiin nostamaan. Vertailutasojen valintaa varten olisi tarkasteltava tarkemmin annosten jakaumia so. laitteiden lukumäärää annoksen funktiona. Koska nykyiset vertailutasot eivät vastaa lait-teiden kehityksestä aiheutuneita muutoksia, potilaan säteilyaltistuksen vertai-lulla niihin on vaikea tehdä johtopäätöksiä optimoinnin toteutumisesta.

Taulukkoon XI on kerätty tulokset mittauksista, jotka on tehty 2-4-leike-laitteille sekä käyttöänoton yhteydessä että muutaman käyttövuoden jälkeen sen selvittämiseksi, onko potilasannoksia yritetty optimoida. Otantaan valittiin erityisesti laitteita, joissa oli joko suuret tai pienet tutkimusannokset.

Pään TT-tutkimusten osalta annokset olivat pudonneet keskimäärin kolmanneksen. Myös vartalon (keuhkot ja vatsa) TT-tutkimusten annoksia on keskimäärin pystytty hieman pienentämään, mutta joukossa oli sairaaloita, joissa annokset ovat jonkin verran jopa nousseet. LS-rangan TT-tutkimusten DLP_w -arvoja on voitu pudottaa kolmanneksen.

Taulukko XI. Potilasannoksien keskimääräiset muutokset muutaman käyttövuoden jälkeen (keskiarvot seitsemän 2-4-leike-TT-laitteen mittaustuloksista).

Tutkimus	MSAD _w (mGy)			DLP _w (mGy cm)		
	1. mittaus	2. mittaus	Muutos (%)	1. mittaus	2. mittaus	Muutos (%)
Kallonpohja	78	56	-28			
Aivot	71	50	-30			
Koko tutk.				976	635	-35
Keuhkot	12,2	11,4	-6,6	352	329	-6,5
Vatsa	14,9	14,3	-4	504	509	+1,0
LS-ranka	31,6	31,5	-0,3	380	269	-29

TT-laitteiden käyttöönottotarkastuksessa käyttäjät ovat usein todenneet, että aika ei riitä kuvausarvojen optimointiin, jolloin tyydytään käyttämään laite-toimittajan asettamia kuvausarvoja. Myös kirjallisuudessa on raportoitu, että käyttäjät ovat alussa ottaneet käyttöön valmistajan suosittelemat arvot (ns. kohinattomat kuvausarvot) (Koller et al. 2003) ja arvoja on optimoitu vasta kokemuksen karttuessa tai annosmittausten jälkeen.

Tulosten perusteella (taulukko XI) voidaan päätellä, että joissakin tapauksissa optimointia on pystytty toteuttamaan. Joidenkin mittaustulosten ja muiden tietojen perusteella näyttää kuitenkin siltä, että useissa tapauksissa optimointiin ei ole kiinnitetty riittävästi huomiota.

4.5 Laadunvalvonta

4.5.1 Nykyiset laadunvalvontakäytännöt

Vastaanottotarkastus

Säteilyn käytön turvallisuusluvassa on asetettu ehto *vastaanottotarkastuksen* tekemisestä ennen laitteen käyttöönottoa. Vastaanottotarkastukseen on yleensä sisällytetty sekä keskeisimmät suorituskykytestit että sähkö- ja mekaaniseen turvallisuuteen liittyvät mittaukset (Knuutila 2001). Mittaukset ja testaukset on tehty yhdessä laitevalmistajan edustajan kanssa. Käytön aikaisten kuvausparametrien valinnat (jännitteet, virrat, kuvausajat, leikepaksuudet yms.), tutkimuskäytännöt ja suojainten käyttö on pyritty ratkaisemaan käyttökoulutuksen yhteydessä yhdessä kouluttajan kanssa.

STUK tekee *käyttöönottotarkastuksen* sen jälkeen kun laite on ollut jonkun aikaa käytössä, rutiinikuvausarvot ovat selvillä ja mahdolliset takuuajaiset pikkuvirheet on korjattu. Tällöin tarkastetaan erityisesti laadunvalvontakäytäntö ja mitataan TT-tutkimusten potilasannokset.

Käytön aikainen laadunvalvonta

Laitteiden käytön aikainen laadunvalvonta on toteutettu muutamaa poikkeusta lukuun ottamatta siten, että käyttäjät tekevät itse ainoastaan tietyt päivittäiset kontrollimittaukset kun taas muut laadunvalvontatestaukset teetetään laite-toimittajilla osana laitteen huoltosopimusta. Liitteessä 2 on esitetty eri laitetoimittajien noudattamat laadunvalvontakäytännöt. Laitetoimittaja on varustanut laitteen myös testifantomeilla, joilla käyttäjä voi tarkistaa tietyt laitevalmistajan suosittelemat toiminnot. Tarvittaessa sairaalan oma huolto tai vastaava hoitaja tekee määräajoin myös CT-lukujen keskiarvon ja kohinan mittaukset vesi- tai pleksifantomissa.

Noin 80 %:lle laitteista laadunvalvontamittauksia sisältävä määräaikaishuolto tehdään neljä kertaa vuodessa, muille laitteille vähintään kolmesti vuodessa. Kaikkia laadunvalvontamittauksia (vakioisuusmittauksia) ei tehdä yhden määräaikaishuollon yhteydessä vaan ne on ryhmitelty siten, että tietyt mittaukset tulee tehtyä ainakin kerran vuodessa. Tarvittavien testausten määrää on lisännyt mm. leikekuvien ja -paksuuksien lukumäärän kasvu.

Kaikilla laitetoimittajilla ei ole käytössään standardoituja pää- ja vartalofantomeja, joiden avulla voidaan varmistaa laitteiden annosnäyttöjen ($CTDI_{vol}$ ja DLP_w) oikeellisuus laitteen käyttöönoton tai röntgenputken vaihdon jälkeen. Kaksi keskussairaalaa on hankkinut omaan käyttöönsä standardoidut pää- ja vartalofantomit. Monesta yksileikelaitteesta puuttuu annosnäytöt, eikä useimmista näistä laitteista ole määritetty potilasannoksia kertaakaan. Laitetoimittajat mittaavat $CTDI$ -arvot (jännitteen, virran ja kuvausajan suhteen) yleensä ilmassa gantryaukon keskellä laitteen käyttöönoton ja röntgenputken vaihdon jälkeen. Tuloksia verrataan valmistajan referenssiarvoihin ja tarpeen mukaan myös STUKin mittausten tuloksiin.

Kuvanlaatumittauksia ja muita testauksia varten laitetoimittajat ovat kehittäneet kuvanlaatu fantomeita, joissa on osiot kuvan kohinan, CT-lukujen keskiarvon (veden, ilman ja pleksin suhteen) sekä kuvan tasaisuuden tarkistamiseksi. Myös Catphan-kuvanlaatu fantomia käytetään. Samoilla fantomeilla voidaan tarkistaa myös leikepaksuudet, valomerkkien suuntaukset, pöydän siirto sekä kuvan korkea- että matalakontrastierotuskyky. Korkeakontrastierotuskyky (> 100 HU) määritetään automaattisesti joko MTF:n avulla tai viivaparikuviosta käyttäen työaseman ROI-tekniikkaa.

Joidenkin testien hyödyllisyydestä ei ole täyttä yksimielisyyttä, kuten generaattorien suoritusarvojen tarkistuksesta ja säteilytuottomittauksista. Toisaalta kokemuksen mukaan näyttäisi riittävältä, että osa mittauksista tehdään pelkästään röntgenputken vaihdon yhteydessä, kuten leikeprofiiliin (keilan kollimoinnin) seuranta ja annosnäyttöjen oikeellisuuden tarkistus (ImPACT 2001).

4.5.2 Suositeltava käytön aikainen laadunvalvontakäytäntö

Taulukossa XII on esitetty yhteenveto eri laadunvalvontatestien prioriteetista ja merkityksestä (AAPM 1993). Tämän yhteenvedon ja tässä selvityksessä saatujen kokemusten perusteella laitteen käytönaikaiseen laadunvalvontaan tulisi kuulua ainakin seuraavassa esitettävät testit.

Päivittäiset vakioisuusmittaukset:

- CT-lukujen keskiarvon tarkastus (vesi, pleksi)
- kuvan kohina
- kuvan tasaisuus
- artefaktat.

Monileikelaitteilla kuvan laadun tarkastus on ulotettava myös yksittäisiin leikekuviin, joita ei ole fuusioitu eikä rekonstruoitu.

Jos mittaukset tehdään laitevalmistajan toimittamalla testifantomilla, hyväksyttävyysskriteereinä on käytettävä ensisijaisesti valmistajan antamia arvoja. Mittaustulosten tulee olla valmistajan antamien hyväksyttävyyssrajojen sisällä ja laitteen käyttöohjeessa tulee olla menettelyohjeet, jos hyväksyttävyyssrajat ylittyvät. Mittaustulosten on täytettävä myös STUKin päätöksillä annetut laitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset.

Muut laadunvalvontatestit:

- korkeakontrastierotuskyky
- kohdistusvalojen tarkkuus
- pöydän liikkeen tarkkuus
- leikepaksuudet (nimellisarvot)
- säteilykeilan profiilit
- potilasannokset (DLP_w ja $MSAD_w$)
- työaseman monitorin kuvan laatu.

Taulukko XII. Eri testien prioriteetti ja merkitys (AAPM 1993).

Testi	Prioriteetti	Merkitys
Kohdistusvalojen tarkkuus	Oleellinen	Vaikuttaa kliiniseen käytettävyyteen. Voi yhdistää leike/pöydän liike/gantryn vastaaviin testeihin.
Pöydän kohdistus gantryn suhteen	Valinnainen	Hyödyllinen, jos kohdistuksen tarkkuutta epäillään
Pöydän/gantryn kallistus	Oleellinen	Vaikutusta kvantitatiiviseen kuvanlaatuun (QCT)
Leikkeen kohdistus karttakuvassa	Valinnainen	Vaihtoehto edell. testille.
Pöydän liike	Oleellinen	Vaativat erikoistestivälineet Vaikuttaa kuvan laatuun ja potilaan annokseen
Säteilykeilan profiili (leikepaksuus)	Oleellinen	Vaikuttaa potilasannokseen; vrt. säteilyannoksen mittausta ilmassa
Herkkyysprofiili (kuvattu leike)	Oleellinen	Vaikutusta Z-erotuskykyyn ja kohinaan
Virran mA (tai mAs-arvon) -lineaarisuus	Valinnainen	Vaikutusta kohinaan ja annokseen
Kuvausjännitteen (kVp) -tarkkuus	Valinnainen	Virhe voi olla ongelmallinen QCT:ssa, mutta vaikea mitata
Kuvan kohina	Oleellinen	Voidaan korvata matalakontrastitestillä
Kuvan tasaisuus	Tärkeä	Artefaktat, pikselivirheet
Kentän koon vaikutus (pöydän korkeus)	Valinnainen	Vaikutusta erityisesti luun mineraalialueanalyysimittauksiin
Erotuskyky (korkea, > 100 HU), kuvio	Oleellinen	Oltava valmistajan testikappale, subjektiivinen testi
Erotuskyky, MTF	Vaihtoehtoinen edellisen kanssa	Kvantitatiivisempi, vaatii MTF-testikappaleen ja tietokoneohjelman
Erotuskyky (matala)	Valinnainen	Vaatii erikoisfantomin, vaihtoehtoinen kohinamittauksen kanssa, subjektiivinen testi
Monitorin ja kameran kuvanlaatu	Oleellinen	Vaatii esim. SMPTE testikuvion
Säteilyannos ilmassa	Oleellinen	10 cm:n ionisaatiokammio (TLD); leikepaksuus-, virta-jännite- ja kuvausaika riippuvuudet, vertailu valmistajan referenssiarvoihin
Potilasannos	Oleellinen	Vaatii erikoisfantomit

5 Johtopäätökset

TT-laitetyypit, TT-tutkimusten lukumäärät ja trendit

Diagnostiikkaan käytettävien TT-laitteiden lukumäärä Suomessa on pysynyt lähes samana jo usean vuoden ajan. Laitteita on uusittu vanhemmasta päästä siten, että yksileike-TT-laite on vaihdettu monileike- TT-laitteeseen. Uudet monileikelaitteet ovat vähitellen syrjäyttämässä yksileikelaitteet. Helikaalitoiminto puuttuu vain kolmesta TT-laitteesta ja virran modulointitoiminto on jo puolessa (52 %) Suomen TT-laitteissa.

Yliopistollisissa sairaaloissa TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista oli vuonna 2000 jo lähes 13 %, mutta vuoteen 2004 mennessä tutkimusten lukumäärä kolmessa yliopistollisessa sairaalassa on kuitenkin noussut vain 1–2 %. Vuoden 2000 tilastoihin verrattuina TT-tutkimusten suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista on otannassa mukana olleissa aluesairaaloissa noussut 5 %:sta keskimäärin 9 %:iin ja keskussairaaloissa pysynyt lähes ennallaan (11,8 %).

Yleisin TT-tutkimus on edelleen pään natiivi-TT-tutkimus, jonka osuus kaikista TT-tutkimuksista on lähes puolet. Laitetekninen kehitys on lisännyt kaikkien vartalon alueen tutkimusten, etenkin angiografioiden, määrää. Magneettitutkimusten saatavuus on vähentänyt erityisesti LS-rankatutkimuksia.

Potilaan säteilyaltistus ja vertailutasot

Potilasannokset ovat kasvaneet siirryttäessä käyttämään monileikelaitteita. Nousu on suurinta kallonpohjan TT-tutkimuksissa, keskimäärin 30 %. Myös muissa kuvauksissa, paitsi LS-rangan kuvauksissa, annokset ovat nousseet 4–56 % riippuen monileikelaitteesta.

Potilaan säteilyaltistuksessa on huomattavia eroja eri tutkimusyksiköiden välillä. Myös samalla laitetyypillä altistuksen vaihtelu eri paikkojen välillä on suuri, keskimäärin viisinkertainen. Syynä vaihteluihin voivat olla puutteet optimoinnissa, mutta myös muut tekijät. Eroavuuksia voivat aiheuttaa mm. indikaatioerot ja tutkimusnimikkeen sisällön erilainen tulkinta.

Suurin efektiivinen annos, 12–15 mSv, aiheutuu potilaalle vatsan TT-tutkimuksesta silloin, kun se tehdään sekä natiivina että varjoaineella korostettuna (2 kuvaussarjaa). Keuhkojen TT-tutkimuksessa annos on samaa suuruusluokkaa, koska myös se tehdään edelleen usein sekä natiivina että käyttäen varjoainetta. Suuremmissa sairaaloissa ollaan nykyisin luopumassa natiivikuvauksesta ja rutiinikäytännöksi vatsan ja keuhkojen TT-tutkimuksissa on tulossa pelkkä

varjoainekuvaus. Kansainvälisessä vertailussa annokset Suomen TT-tutkimuksissa ovat samaa suuruusluokkaa kuin Englannissa.

Tässä tutkimuksessa potilasannosmääritykset perustuvat standardoituilla potilasfantomeilla tehtyihin mittauksiin. Fantomeilla ei kuitenkaan voida mitata eri tutkimuksissa virran moduloinnin vaikutusta potilasannokseen. Tämän vuoksi todelliset potilaan annokset jäävät vatsan ja keuhkojen kuvauksissa 20–30 % pienemmäksi kuin fantomimittauksilla saadut arviot. Toisaalta mittakammion lyhyys vaikuttaa siten, että 10–20 % annoksesta jää mittaamatta. Myös pitch-tekijän suurentaminen ei enää välttämättä pudota annosta. Monileikelaitteilla ”yliskannaus” lisää annosta etenkin helikaalikuvauksissa.

Keskimääräistä annosta ($MSAD_w$, $CTDI_{vol}$) osoittava annosnäyttö puuttuu noin puolesta laitteista ja DLP -arvon näyttö useimmista laitteista (75 %). Näyttöjen puuttuminen vaikeuttaa käyttäjiltä vaadittua potilaan säteilyaltistuksen seurantaa.

Nykyisiä potilaan säteilyaltistuksen vertailutasoja aikuisten TT-tutkimuksille tulisi useissa tapauksissa pienentää, joissakin tapauksissa nostaa. Yllättävästi myös yksileikelaitteiden kallonpohjan ja lannerangan vertailutasoja tulisi nostaa. Yksi- ja monileikelaitteille ei ole välttämättä tarpeen antaa eri vertailutasoja.

Optimoinnin toteutuminen

Potilaan säteilyaltistuksen vertaaminen nykyisiin säteilyaltistuksen vertailutasoihin ei anna luotettavaa kuvaa optimoinnin toteutumisesta, koska nykyiset vertailutasot eivät vastaa laitteiden kehityksestä aiheutuneita muutoksia. Muutaman vuoden kuluttua laitteiden käyttöönoton jälkeen tehtyjen mittausten vertailu alkutilanteeseen osoittaa, että joissakin tapauksissa optimointia on pystytty toteuttamaan, mutta useissa tapauksissa optimointiin ei ole kiinnitetty riittävästi huomiota.

Laadunvalvontakäytännöt

Laadunvalvonta on pääsääntöisesti toteutettu siten, että käyttäjät tekevät itse vain tietyt päivittäiset kontrollimittaukset kun taas muut laadunvalvontatarkastukset teetetään laitetoimittajilla osana laitteen huoltosopimusta. Vain muutamassa paikassa sairaalan oma henkilöstö huolehtii myös muista laadunvalvontatesteistä. Kullakin laitetoimittajalla on laadunvalvontaa varten kehitetyt omat fantomit, joita käytetään myös käyttäjien suorittamissa päivittäisissä testeissä.

Laitetoimittajien laadunvalvontamenettelyissä on joitakin eroja ja testiohjelmista puuttuu joitakin suositeltavia testejä. Kaikilla laitetoimittajilla ei ole potilaan säteilyaltistusta osoittavien annosnäyttöjen tarkastamiseen soveltuvia välineitä. STUKin aikaisemmin julkaiseman laadunvalvontaoppaan (STUK 1996) tiedot voidaan pienillä muutoksilla päivittää nykyistä laitekantaa vastaavaksi, ja uusi opas voi toimia pohjana laadunvalvonnan kehittämiseksi ja selvityksessä esille tulleiden puutteiden korjaamiselle.

Kirjallisuusviitteet

AAPM. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Report no. 39. Task Group 2, Diagnostic x-ray imaging Committee. New York: American Institute of Physics; 1993.

Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M. Radiation exposure in multi-slice versus single spiral CT: results of a nationwide survey. Eur. Radiol. 2003; 13: 1979–1991.

Cohnen M. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. Eur Radiol 2003; 13: 1148–1153.

Dixon R L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. Med.Phys.2003; 30(6): 1272–1280.

European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for official publications of European Communities; 1999.

Hakanen A. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2000. STUK-B-STO 49. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2002.

Hart D, Wall BF. UK population dose from medical x-ray examination. Eur. J. Radiol, 2004; 50: 285–291.

IEC 60601-2-44. Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. Geneva: International Electrotechnical Commission; 2001.

IEC 60601-2-44. Amendment 1. Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. Geneva: International Electrotechnical Commission; 2002.

ImPACT. Information Leaflet No1: CT Scanner Acceptance Testing. Version 1.02 18/05/01. <http://www.impactscan.org/acceptance.htm>

Kalender W. Dose management in multi-slice spiral computed tomography. Eur Radiol Syllabus 2004; 14: 40–49.

Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, Saini S. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004; 233: 649–657.

Karppinen KJ, Tapiovaara M, Järvinen H. The dose length product is the basic dosimetric quantity in computed tomography. In book: *Standard and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. Vol 1. Proceedings of an international symposium 25–28 November 2002, Vienna, Austria.* Vienna: IAEA; 2003. p. 361–366.

Knuutila J (toim.). *Terveydenhuollon laadunhallinta. Radiologisen laitteen vastaanottotarkastus. Lääkelaitoksen julkaisusarja 2/2001.* Helsinki: Lääkelaitos; 2001.

Koller CJ, Eatough JP, Bettridge A. Variations in radiation dose between the same model of multislice scanner at different hospitals. *Br J Radiol* 2003; 76: 798–802.

Kulama E. Scanning protocols for multislice CT scanners. *Br. J. Radiol.* 2004; 77: S2–S9.

Lewis M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. *ImPACT technology updates no. 3.* Published January 2005 at <http://www.impactscan.org/download/msctdose.pdf>

Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman EK. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *AJR* 2001; 177: 1273–1275.

McCullough CH. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* 1999; 26/11: 2221–2230.

MSCT. 2004 CT Quality Criteria. Appendix C. http://www.msct.info/CT_Quality_Criteria.htm

Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, Vens-termans C, Termote J-L. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: Clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237: 213–223.

Nagel HD (ed.). Radiation exposure in computed tomography. Medical Physics 2002; 29 (8): 1922.

Nicholson R, Fetherson S. Primary radiation outside the imaged volume of a multislice helical CT scan. Br. J. Radiol. 2002; 75: 518–522.

Olerud HM, Torp CG, Einarsson G, Grön P, Leitz W, Servomaa A. Use of the EC quality criteria as a common method of inspecting CT laboratories – a pilot project by the Nordic radiation protection authorities. In: Radiological protection of patients in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Proceedings of an international conference 26–30 March 2001, Malaga , Spain. Vienna: IAEA; 2001. p. 223–227.

Shrimpton PC, Jones DG, Hiller MC, Wall BF, Le Heron JC, Faulkner K. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R249. Chilton: National Radiological Protection Board; 1991.

Shrimpton PC, Hiller MC, Lewis MA, Dunn M. Doses from computed tomography examinations in the UK-2003 Review. NRPB-W67. Chilton: National Radiological Protection Board; 2005.

SSI. Kommentarer till Statens strålskyddsinstituts föreskrifter och allmänna råd (SSI FS 2002:2) om diagnostiska standarddoser och referensnivåer inom medicinsk röntgendiagnostik. Stockholm: Statens strålskyddsinstitut; 2002.

STUK. TT-laitteiden laadunvarmistus. STUK tiedottaa 3/96. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 1996.

STUK. Röntgen- ja isotooppitutkimusten vertailutasot. Päätös dnro 596/310/00, 8.12.2000.

STUK. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.

UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. Report to the General Assembly of the United Nations with scientific annexes. United Nations sales publication E.00.IX.3. New York: United Nations; 2000.

Van der Molen AJ. Spiral and computed tomography of the body. *Australasian Radiology* 2005; 49 (4): 348.

Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br. J. Radiol.* 2004; 77: 472–478.

LIITE 1 LISÄTIETOJA POTILAAN SÄTEILYALTISTUKSEN MITTAUKSISTA

Taulukko I. TT-tutkimusten $MSAD_w$ -arvot ja vaihteluvälit.

Tutkimus	-leike-TT	$MSAD_w$ (mGy)				
		Lkm ^{*)}	Keskiarvo	Min	3.Q ^{**)}	Max
Pää; kallon-pohja	1	24	61	32	73	84
	2-4	15	80	42	93	121
	6-10	5	74	51	82	100
	16	9	81	56	89	118
Pää; aivot	1	24	49	25	54	66
	2-4	15	61	40	71	96
	6-10	5	54	45	62	64
	16	9	58	36	69	79
Keuhkot	1	24	8,5	2,9	11	17
	2-4	13	12	5,1	14	20
	6-10	4	9,1	7,8	10	10
	16	7	12	5,3	14	27
Vatsa	1	24	9,6	3,6	12	17
	2-4	14	14	10	16	22
	6-10	5	10	7,2	11	13
	16	7	15	6,4	17	31
LS-ranka	1	20	45	8,9	62	75
	2-4	12	37	13	46	57
	6-10	4	42	17	53	72
	16	6	26	16	22	52
*) mittausten lukumäärä						
**) kolmas kvartiili						

Taulukko II. Käytettyjen kuvausjännitteiden suhteelliset osuudet (%) eri TT-tutkimuksissa.

Tutkimus	-leike-TT	Suhteellinen osuus (%)				
		110 kV	120 kV	130 kV	135 kV	140 kV
Pää; kallon-pohja	1	-	88	4	4	4
	2-4	-	73	-	-	27
	6-10	-	20	40	-	40
	16	-	33	-	-	67
Pää; aivot	1	-	67	12	-	21
	2-4	-	100	-	-	-
	6-10	-	60	40	-	-
	16	-	100	-	-	-
Keuhkot	1	-	88	8	-	4
	2-4	-	85	-	-	15
	6-10	-	50	50	-	-
	16	-	100	-	-	-
Vatsa	1	-	84	8	4	4
	2-4	-	100	-	-	-
	6-10	20	80	-	-	-
	16	-	100	-	-	-
LS-ranka	1	-	40	10	5	45
	2-4	-	42	-	8	50
	6-10	-	50	25	-	25
	16	-	100	-	-	-

Taulukko III. Tutkimuksissa mukana olleiden TT-laitteiden mitatut, säteilytuotolla normalisoidut $CTDI_w$ -arvot.

Valmistaja	Laitemalli	Kuvaus- jännite(kV)	nCTDI _{w, pää}	nCTDI _{w, vartalo}
GE	HiSpeed CTi	120	0,15	0,08
		140	0,22	0,12
	Prospect SX Advantage	120	0,20	0,08
		140	0,26	0,11
	HiSpeed NX/1	120	0,15	0,07
		140		0,11
	HiSpeed QX/i	120	0,19	0,12
		140	0,29	0,16
	HiSpeed LX/I	120	0,16	0,06
		140	0,22	0,09
	LightSpeed QX	120	0,22	0,10
		140	0,30	0,16
	LightSpeed Plus	120	0,19	0,10
		140		0,21
	LightSpeed Ultra	120	0,19	0,09
		140	0,32	0,14
Philips	M x 8000	120	0,19	0,09
		140		0,21
		120	0,17	0,08
Picker	2000	130	0,15	0,12
Shimadzu	SCT	120	0,24	0,14
Siemens	Somatom 4 Plus	120	0,13	0,08
		140	0,20	0,12
	Emotion	130	0,27	0,13
		120	0,19	0,08
	Plus 4 VZ	140	0,21	0,12
		120	0,19	0,08
	Sensation 4	140		0,13
		110	0,21	0,16
	Emotion 6	130		0,23
		120	0,21	0,08
	Sensation 10	140		0,11
		120	0,20	0,08
Toshiba	Sensation 16	140		0,12
		120	0,19	0,07
	Auklet	120	0,18	0,09
		120	0,13	0,06
	Xpress	120	0,17	0,08
		120	0,32	0,18
	Xvision	135		0,24
		120	0,36	0,12
	Asteion VI	135		0,17
		120	0,27	0,13
	Asteion Dual	120		0,17
		120	0,27	0,13

Taulukko IV. TT-tutkimusten DLP_w -arvot yhtä kuvaussarjaa kohti.

Tutkimus	-leike-TT	DLP_w (mGy cm)				
		Lkm ^{*)}	Keskiarvo	Min	3.Q ^{**)}	Max
Pää -koko tutkimus	1	24	650	345	775	888
	2-4	15	878	420	993	1 444
	6-10	5	830	589	904	1 052
	16	9	810	551	867	1 106
Keuhkot	1	24	240	96	351	449
	2-4	13	395	173	459	741
	6-10	4	254	203	276	283
	16	7	352	216	379	632
Vatsa	1	23	399	174	478	621
	2-4	14	473	159	576	684
	6-10	5	299	177	397	495
	16	7	489	137	604	1 016
LS-ranka	1	20	336	75	440	673
	2-4	12	373	96	484	1 078
	6-10	4	380	93	445	817
	16	6	399	98	447	799
*) mittausten lukumäärä						
**) kolmas kvartiili						

Taulukko V. Kuvatun alueen keskimääräiset pituudet (cm).

Tutkimus	-leike-TT	Kuvatun alueen pituus (cm)			
		Lkm ^{*)}	Keskiarvo	Min	Max
Pää -koko tutkimus	1	24	12	8,1	15
	2-4	15	12	8,8	20
	6-10	5	13	12	14
	16	9	12	11	14
Keuhkot	1	24	28	18	43
	2-4	13	33	15	98
	6-10	4	29	20	33
	16	7	29	19	58
Vatsa	1	23	41	14	94
	2-4	14	34	14	46
	6-10	5	29	20	40
	16	7	32	17	66
LS-ranka	1	20	7,4	3,0	12
	2-4	12	10	3,0	19
	6-10	4	9,0	5,5	11
	16	6	16	6,1	21
*) mittausten lukumäärä					

Taulukko VI. Efektiiviset annokset tavallisimmissa TT-tutkimuksissa (yhtä kuvaussarjaa kohti).

Tutkimus	-leike-TT	Efektiivinen annos (mSv)				
		Lkm ^{*)}	Keskiarvo	Min	3.Q ^{**)}	Max
Pään TT -koko tutkimus	1	24	1,4	0,8	1,6	1,9
	2-4	15	1,8	0,9	2,1	3,0
	6-10	5	1,7	1,2	1,9	2,2
	16	9	1,7	1,2	1,8	2,3
Keuhkojen TT	1	24	3,4	1,3	4,9	6,3
	2-4	13	5,5	2,4	6,4	10
	6-10	4	3,6	2,8	3,9	4,0
	16	7	4,9	3,0	5,3	8,8
Vatsan TT	1	23	6,0	2,7	7,2	7,4
	2-4	14	7,1	2,4	8,6	10
	6-10	5	4,5	2,7	6,0	7,4
	16	7	7,3	2,1	9,1	15
LS-rangan TT	1	20	4,9	1,1	6,7	10
	2-4	12	5,6	1,4	7,3	16
	6-10	4	5,7	1,4	6,7	12
	16	6	6,0	1,5	6,7	12
*) mittausten lukumäärä						
**) kolmas kvartiili						

LIITE 2 ERI LAITETOIMITTAJIEN LAADUNVALVONTAKÄYTÄNNÖT

SIEMENS

Kaikki Siemensin TT-laitteet ovat laitetoimittajan tarjoaman määräaikaishuollon piirissä. Aikaisemmin huoltoja tehtiin kaksi kertaa vuodessa, mutta hiiliharjojen kulumisen takia on siirrytty kolmeen tai neljään kertaan vuodessa. Laitteiden käyttö määrä vaikuttaa huoltojen määrään. 80 %:lle laitteista huolto tehdään neljä kertaa vuodessa. Yleensä sairaala määrittelee mittausohjelman, mitä mitataan ja milloin.

Käytössä on kolme erilaista testifantomia kuvanlaadun, leikepaksuuden ja valomerkkien tarkistamista varten. Fantomit voidaan kiinnittää peräkkäin, jolloin kaikki mittaukset pystytään tekemään samalla kertaa käyttäen valmiita testiohjelmia. Fantomit säilytetään pysyvästi tutkimushuoneessa.

Vesifantomia (halkaisija 20 cm) käytetään kuvan tasaisuuden, kohinan ja CT-lukujen (veden ja ilman) sekä CT-lukujen keskiarvon tarkistamiseen. Käyttäjien tekemät päivittäiset vakioisuusmittaukset (aamukalibroinnit; detektorien toiminnan tarkistus ja säätö) tehdään myös tällä fantomilla.

Kahdella pleksifantomilla tarkistetaan automaattisesti kaikki leikepaksuudet, valomerkit (laserien suuntaukset) ja erotuskyky (MTF). Testifantomi ei sisällä matalakontrastiosiota. Pöydän liike (liikenäyttöjen oikeellisuus) tarkistetaan erikseen käyttäen mittanauhaa. Kaikki nämä mittaukset tehdään neljännesvuosittain.

Potilasannosmäärittäystä varten on käytössä 16 cm:n ja 32 cm:n pleksifantomit. Annosmittaukset on pyritty tekemään vuosittain. Lisäksi mitataan säteilyannos gantryaukon keskeltä ilman potilasvastinetta, jolla varmistetaan, että säteilytuotto on valmistajan antamien spesifikaatioiden mukainen.

Röntgenputken vaihdon jälkeen tehdään valmistajan määrittelemät tarkistukset ja testaukset annosmittauksineen (ei kuitenkaan potilasfantomilla). Vaihtoa seuraavan laitehuollon yhteydessä tehdään kuvanlaatumittaukset ja tarkistetaan annosnäyttöjen oikeellisuus.

Huomioita ja kehityskohteita

Röntgengeneraattorille ei tehdä jännite-, virta-, toistettavuus- yms. mittauksia. Tehdään vain, mitä valmistaja on huoltomoodiin ohjelmoinut. Kuvanlaatumittauksista matalakontrastierotuskykyä ei määritetä eikä käytössä ole kyseiseen määrittelyyn soveltuvaa fantomia. Säteilykeilan leveyden (z-suunnan annosprofiilin) mittausta ei ole sisällytetty huolto-ohjeisiin eikä sitä tehdä myöskään vastaanottotarkastuksen yhteydessä.

GE

Määräaikaishuollot tehdään valmistajan antamien ohjeiden mukaisesti yleensä neljä kertaa vuodessa. Asiasta sovitaan yhdessä käyttäjän kanssa huoltosopimusta tehtäessä. Huoltojen vuosittainen määrä on rytmitetty laitteen käytön mukaan: esimerkiksi, jos röntgenputken kierrosten määrä vuodessa on miljoona, huollon tarve on kerran vuodessa.

Laitteen mukana toimitetaan kolme fantomiyksikköä laitteen kunnon ja kuvanlaadun seuraamista varten. Huoltomoodissa on valmiina testausohjelmat ja myös tulosten hyväksymiskriteerit. Aamulla ennen TT-tutkimusten alkua tehdään ns. aamukalibrointi, jolloin laitteen ns. feedback-toiminto tarkkailee esim. säätöjen oikeellisuutta. QA- fantomeissa on myös erilaisia osioita kuvanlaadun ja toimintojen tarkistamiseksi. Sovitun ohjelman mukaisesti tarkistetaan veden, ilman ja pleksin CT-lukuarvot, kuvan tasaisuus, CT- lukujen keskiarvo sekä kohina. Samoin on olemassa valmis protokolla leikepaksuuksien määrittämiseksi. Yleensä mitataan kaikki leikepaksuudet. Erotuskyky määritetään palkkikuvioista käyttäen hyväksi ROI-tekniikkaa. Myös matalaerotuskyky tarkistetaan, mutta vain visuaalisesti. Ohjelmallisesti tehdään myös valomerkkien (laserien) suuntauksen sekä pöydän liikkeen tarkistukset testifantomien avulla.

Annosnäytön kalibrointia varten on käytettävissä 16 cm:n GE:n pleksifantomi. Mittaukset tehdään fantomin keskeltä ja pinnalta (1 cm:n syvyydeltä). Jos annosohjelmassa (laskennallisessa näytössä) on vikaa, otetaan yhteyttä valmistajaan ohjelman korjaamiseksi. Ilmassa mittaamisesta ollaan luopumassa, koska siitä ei ole osoittautunut olevan hyötyä.

Röntgenputken vaihdon jälkeen tarkistetaan jännite, virta yms. säteilytuottomittausten avulla vertaamalla tuloksia referenssiarvoihin. Tällöin tarkistetaan myös kohdistusvalojen suuntaukset ja säteilyn kollimoinnit.

Työasemien monitorit tarkistetaan muistissa olevan testikuvan avulla määrääjain.

Huomioita ja kehityskohteita

Säteilyprofiileja ei mitata. Näytön geometrinen tehokkuutta ei tämän vuoksi tarkisteta. Vartalon alueen fantomia ei ole käytössä annosnäytön tarkistamiseksi. Mittausten suoritusajavälistä ei ole tarkkaa tietoa. Kaikkia mittauksia ei tehdä määräaikaishuollon yhteydessä vaan ne on ryhmitelty siten, että tietyt mittaukset tulee tehtyä ainakin kerran vuodessa.

TOSHIBA

Melkein kaikilla laitteilla on huoltosopimus Tosfin Oy:n kanssa. Sairaaloihin on toimitettu laitteen mukana vesifantomit eri kenttäkoolla tehtäviä kalibrointeja ja kohinamittauksia varten. Käyttäjät tekevät myös ilmakalibrointeja tarvittaessa. Lisäksi laitetoimittaja on varustanut laitteen myös pleksifantomilla, jossa on eri aineita (teflon, akryyli yms.) CT-lukujen tarkistamista varten. Tosfin huoltaa laitteita yleensä neljä kertaa vuodessa. Joissakin sairaaloissa huollot on jaettu siten, että Tosfin käy kahdesti vuodessa tekemässä tietyt mittaukset ja tarpeen mukaan (vähintään kahdesti vuodessa) sairaalan oma henkilöstö mittaa vesi- ja pleksifantomeista CT-luvut ja kohina-arvot.

Tosfin käyttää lisäksi Catphan-testifantomia, jonka valmiin mittausprotokollan avulla määritetään leikepaksuudet, valomerkit, matalaerotuskyky ja pöydänliike.

Tosfinilla ei ole potilasfantomia käytössään. Annokset mitataan ilmassa käyttöönoton yhteydessä ja näitä tuloksia, samoin kuin STUKin annosmittausten tuloksia (ilmassa ja fantomeissa), pidetään referenssiarvoina, joihin vakioisuusmittausten tuloksia verrataan.

Röntgengeneraattorista tarkistetaan jännite ja virta käyttäen yhtä leikepaksuutta ja kenttäkokoa.

Huomioita ja kehityskohteita

Monitoreille (työasemille) ei tällä hetkellä tehdä mitään vakioisuusmittauksia. Potilasannosfantomit puuttuvat, minkä vuoksi annosmittauksia fantomissa ei tehdä. Vanhimmissa yksileikelaitteissa ei ole $CTDI_{vol}$ - eikä DLP -näyttöjä. Säteilykeilan profiileja ei ole määritetty. Mittausten suoritusväli ei ole kaikilta osin valmistajan ohjeen mukainen.

MUUT VALMISTAJAT

Tamro on ilmoittanut tekevänsä Shimadzun vakioisuusmittaukset huoltosopimuksen mukaisesti kolmasti vuodessa. Käyttäjien ilmoituksen mukaan kuvan kohina ja tasaisuus sekä erotuskyky tarkistetaan vakiodusti. Tarkastukseen sisältyy myös leikepaksuuden ja pöydän liikkeen mittaukset. Generaattorista mitataan myös virta (mA), jännite (kV) sekä kuvausaika. Potilasfantomia ei ole. Monitorin tarkastusta ei tehdä systemaattisesti.

Oriola Oy Medion on vastannut Pickerin PQ 2000 ja Philipsin Mx8000 sekä aikaisemmin myös Toshiba laitteiden määräaikaishuollosta. Vakioisuusmittauksiin on sisältynyt kuvan kohina (mittausväli 3 kk), TT-lukujen keskiarvo (3 kk), kuvan tasaisuus (3 kk), paikkaerotuskyky (12 kk), leikepaksuus (12 kk), säteilyannos (12 kk) ja potilaspöydän liike (3 kk). Potilasfantomia ei ole hankittu. Monitorien tarkastusta ei ole järjestetty.

STUK-A-sarjan julkaisuja

STUK-A220 Karppinen J, Järvinen H. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. Helsinki 2006.

STUK-A219 Tapiovaara M. Relationships between physical measurements and user evaluation of image quality in medical radiology – a review. Helsinki 2006.

STUK-A218 Ikäheimonen TK, Klemola S, Ilus E, Varti V-P, Mattila J. Monitoring of radionuclides in the vicinities of Finnish nuclear power plants in 1999–2001. Helsinki 2006.

STUK-A217 Ikäheimonen TK (toim.). Ympäristön radioaktiivisuus Suomessa – 20 vuotta Tshernobylistä. Symposium Helsingissä 25.–26.4.2006. Helsinki 2006.

STUK-A216 Pastila R. Effect of long-wave UV radiation on mouse melanoma: An in vitro and in vivo study. Helsinki 2006.

STUK-A215 Rantavaara A. Elintarvikeketjun suojaustoimenpiteet laskeumatilanteiden varalle. Helsinki 2005.

STUK-A214 Sinkko K, Ammann M, Hämäläinen RP, Mustajoki J. Facilitated workshop on clean-up actions in inhabited areas in Finland after an accidental release of radionuclides. Helsinki 2005.

STUK-A213 Vesterbacka P. ²³⁸U-series radionuclides in Finnish groundwater-based drinking water and effective doses. Helsinki 2005.

STUK-A212 Kantala T. Elintarvike-teollisuuslaitosten ja niiden ympäristön puhdistustoimenpiteet säteilytilanteessa. Helsinki 2005.

STUK-A211 Muikku M, Arvela H, Järvinen H, Korpela H, Kostiainen E, Mäkeläinen I, Vartiainen E, Vesterbacka K. Annoskakku 2004 – suomalaisten keskimääräinen efektiivinen annos. Helsinki 2005.

STUK-A210 Salomaa S, Ikäheimonen TK (eds.). Research activities of STUK 2000–2004. Helsinki 2005.

STUK-A209 Valmari T, Rantavaara A, Hänninen R. Radioaktiivisten aineiden siirtyminen päästöpilven kulkeutumisen aikana tuotettaviin elintarvikkeisiin. Helsinki 2004.

STUK-A208 Kiuru A. Molecular biology methods in assessing radiation-induced hereditary risks in humans. Helsinki 2004.

STUK-A207 Sinkko K. Nuclear emergency response planning based on participatory decision analytic approaches. Helsinki 2004.

STUK-A206 Hämäläinen K, Vesterbacka P, Mäkeläinen I, Arvela H. Vesilaitosten vedenkäsittelyn vaikutus luonnon radionuklidipitoisuuksiin (VEERA). Helsinki 2004.

STUK-A205 Klemola S, Ilus E, Ikäheimonen TK. Monitoring of radionuclides in the vicinities of Finnish nuclear power plants in 1997 and 1998. Helsinki 2004.

STUK-A204 Kettunen A. Radiation dose and radiation risk to fetuses and newborns during x-ray examinations. Helsinki 2004.

STUK-A203 Rahola T, Etherington G, Bérard P, Le Guen B, Hurtgen C, Muikku M, Pusa S. Survey of Internal Dose Monitoring Programmes for Radiation Workers. WP 1 in the project OMINEX (Optimisation of Monitoring for Internal Exposure). Helsinki 2003.

STUK-A202 Salomaa S (ed.). Research projects of STUK 2003–2005. Helsinki 2004.

STUK-A201 Mäkeläinen I (toim.). Säteilyn ja kemiallisten aineiden riskifilosofiat ja suojeluperusteet. Helsinki 2003.

STUK-A200 Vetikko V, Valmari T, Oksanen M, Rantavaara A, Klemola S, Hänninen R. Energiateollisuudessa syntyvän puuntuhkan radioaktiivisuus ja sen säteilyvaikutukset. Helsinki 2004.

STUK-A199 Vesterbacka P, Mäkeläinen I, Tarvainen T, Hatakka T, Arvela H. Kaivoveden luonnollinen radioaktiivisuus – otantatutkimus 2001. Helsinki 2004.

STUK-A198 Eloranta E. Geofysiikan kenttäteoria. Helsinki 2003.

STUK-A197 Vesterbacka P, Turtiainen T, Hämäläinen K, Salonen L, Arvela H. Talousveden radionuklidien poisto. Helsinki 2003.

STUK-A196 Tapiovaara M. Objective Measurement of Image Quality in Fluoroscopic X-ray Equipment: FluoroQuality. Helsinki 2003.

STUK-A195 Paile W (ed.). Radiation Protection in the 2000s – Theory and Practice. Nordic Society for Radiation Protection. Proceedings of the XIII ordinary meeting, Turku/Åbo, Finland, August 25–29, 2002. Helsinki 2003.

STUK-A194 Ikäheimonen TK. Determination of transuranic elements, their behaviour and sources in the aquatic environment. Helsinki 2003.

Täydellisen listan STUK-A-sarjan julkaisuista saa osoitteesta

Säteilyturvakeskus

PL 14

00881 HELSINKI

Puh. (09) 759 881

